

**Aus der Orthopädischen Universitätsklinik  
Stiftung Friedrichsheim  
Frankfurt am Main**

**Erfassung der CTX-Individualschaffposition mit EBRA-FCA  
-Abgleich präoperativer Planung mit postoperativem  
Prothesensitz bei künstlichem Hüftgelenkersatz-**

**Dissertation**

zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin  
des Fachbereichs Medizin  
der Johann Wolfgang Goethe Universität  
Frankfurt am Main

vorgelegt von  
Zekiye Yanik-Karaca  
aus Frankfurt am Main

Frankfurt am Main 2008

Dekan: Herr Prof. Dr. J. Pfeilschifter

Referent: Herr Prof. Dr. M. Rittmeister

Korreferent: Herr Prof. Dr. H.A. Oelschläger

Tag der mündlichen Prüfung: 30.06.2009

Unsere Wünsche sind die Vorboten der Fähigkeiten,  
die in uns liegen.

(Johann Wolfgang von Goethe)

Für meine Familie

---

**INHALTSVERZEICHNIS**

<b>1</b>	<b>EINLEITUNG .....</b>	<b>1</b>
1.1	DIE GESCHICHTE DER ENDOPROTHETIK .....	3
1.2	INDIKATIONEN DER HÜFTENDOPROTHESE .....	7
1.2.1	Coxarthrose .....	7
1.2.2	Die Lockerungsproblematik der Hüftendoprothesen .....	10
1.3	DIE HÜFTENDOPROTHESE .....	11
1.3.1	Zementierte Verankerungskonzepte.....	11
1.3.1.1	Moderne Zementiertechniken.....	12
1.3.1.2	Prothesenoberfläche vom zementierten Prothesen-Modellen.....	13
1.3.1.3	Prothesenmaterial bei zementierten Prothesen .....	13
1.3.1.4	Stiel-design der zementierten Verankerung.....	13
1.3.2	Zementfreie Verankerungskonzepte .....	14
1.3.2.1	Oberflächenstruktur bei zementfreien Schäften .....	15
1.3.2.2	Verankerungsprinzipien .....	15
1.3.2.3	Prothesen-Stiele für die zementfreie Verankerung.....	16
1.4	DIE CTX-INDIVIDUALENDOPROTHESE .....	17
1.4.1	Computerunterstützte orthopädische Chirurgie .....	18
1.4.2	Das Fitprogramm .....	20
1.4.3	Die CTX- Prothesenplanung.....	21
1.5	EBRA .....	22
1.5.1	Eigenschaften von EBRA .....	23
1.5.2	Probleme beim Markieren.....	24
1.5.3	Alternative Messverfahren der Migration .....	26
1.6	WISSENSCHAFTLICHE FRAGESTELLUNG.....	28
<b>2</b>	<b>MATERIAL UND METHODE .....</b>	<b>29</b>
2.1	PATIENTENKOLLEKTIV .....	29
2.2	RÖNTGENBILDER.....	29
2.3	MESSVERFAHREN.....	30
2.4	MESSABLAUF .....	31
<b>3</b>	<b>ERGEBNISSE .....</b>	<b>36</b>
<b>4</b>	<b>DISKUSSION .....</b>	<b>47</b>
<b>5</b>	<b>ZUSAMMENFASSUNG.....</b>	<b>53</b>
5.1	DEUTSCH.....	53
5.2	ENGLISCH.....	55
	<b>LITERATURVERZEICHNIS.....</b>	<b>V</b>
	<b>DATENERHEBUNG.....</b>	<b>XXIII</b>
	<b>DANKSAGUNG .....</b>	<b>XXXII</b>

---

<b>LEBENS LAUF.....</b>	<b>XXXIII</b>
<b>SCHRIFTLICHE ERKLÄRUNG .....</b>	<b>XXXIV</b>

## ABBILDUNGSVERZEICHNIS

ABBILDUNG 1: CTX-INDIVIDUALPROTHESE (LINKS) MIT DAZUGEHÖRIGER FORMGLEICHER RASPEL (RECHTS) (A). POSTOPERATIVES RÖNTGENBILD (B) (123).....	18
ABBILDUNG 2: KURVATIONEN (A) UND NICHTKREISFÖRMIGE QUERSCHNITTE (B) IN EINEM SCHEMATISCH DARGESTELLTEN RÖNTGENBILD (123) .....	19
ABBILDUNG 3: DAS FITPROGRAMM ZEIGT ALS ENDERGEBNIS DIE PROTHESE IN IHRER TIEFSTMÖGLICHEN POSITION (123) .....	21
ABBILDUNG 4: FITERGEBNIS MIT DER KLEINSTEN CTX-STANDARD-KOMPONENTE (A); OPERATIVE VERSORGUNG MIT EINER CTX-INDIVIDUALPROTHESE (B UND C) (123).....	22
ABBILDUNG 5: RÖNTGENBILD OHNE FILTER (151).....	25
ABBILDUNG 6: RÖNTGENBILD MIT FILTER (151).....	26
ABBILDUNG 7: PRÄOPERATIVE BECKENÜBERSICHTSAUFNAHME EINER PATIENTIN MIT DYSPLASIECOXARTHROSE BEIDSEITS .....	30
ABBILDUNG 8: POSTOPERATIVE BECKENÜBERSICHTSAUFNAHME EINER PATIENTIN NACH DER IMPLANTATION EINER INDIVIDUALPROTHESE RECHTS .....	30
ABBILDUNG 9: EINGABEMASKE VON EBRA-FCA.....	31
ABBILDUNG 10: MARKIERUNGSPUNKTE 1 BIS 19 UND A BIS D, DESSEN MARKIERUNG VOM PROGRAMM EBRA-FCA VERLANGT WERDEN (138) .....	33
ABBILDUNG 11: PRÄOPERATIVE SKIZZEN EINER 44-JÄHRIGEN (A) UND EINER 48-JÄHRIGEN PATIENTIN (B) .....	35
ABBILDUNG 12: POSTOPERATIVE RÖNTGENBILDER EINER 44-JÄHRIGEN (A) UND EINER 48-JÄHRIGEN PATIENTIN (B) MIT VERMESSUNGS-MARKIERUNGEN .....	35
ABBILDUNG 13: DARSTELLUNG DER VERTEILUNG VON 107 IMPLANTATPOSITIONEN IN RELATION ZUR PRÄOPERATIVEN PLANUNG, GEMESSEN MIT HILFE DES BEZUGPUNKTES TMA.....	38
ABBILDUNG 14: DARSTELLUNG DER VERTEILUNG VON 107 IMPLANTATPOSITIONEN IN RELATION ZUR PRÄOPERATIVEN PLANUNG, GEMESSEN MIT HILFE DES BEZUGPUNKTES TMI.....	39
ABBILDUNG 15: DIE GESCHLECHTERVERTEILUNG DES PATIENTENKOLLEKTIVES .....	40
ABBILDUNG 16: DIE GEWICHTVERTEILUNG DES PATIENTENKOLLEKTIVES .....	41
ABBILDUNG 17: KÖRPERGRÖÖE DES PATIENTENKOLLEKTIVES.....	42
ABBILDUNG 18: ALTERSVERTEILUNG DER PATIENTEN ZUM ZEITPUNKT DER OPERATION.....	43

## TABELLENVERZEICHNIS

TABELLE 1: ÄTIOLOGIE DER ARTHROSEN.....	7
TABELLE 2: MIGRATIONSPARAMETER VON EBRA-FCA (125) .....	24
TABELLE 3: MESSPARAMETER VON EBRA-FCA (125).....	24
TABELLE 4: AUFTEILUNG DER SEKUNDÄREN COXARTHROSEN.....	36
TABELLE 5: ABWEICHUNGEN DER POSTOPERATIV ERREICHTEN VON DEN GEPLANTEN IMPLANTATIONSTIEFEN.....	37
TABELLE 6: EINFLUSSGRÖßE GESCHLECHT .....	40
TABELLE 7: EINFLUSSGRÖßE BODY-MASS-INDEX .....	40
TABELLE 8: EINFLUSSGRÖßE ALTER.....	42
TABELLE 9: EINFLUSSGRÖßE OPERATIONSSEITE.....	43
TABELLE 10: EINFLUSSGRÖßE ZUGANGSWEG.....	43
TABELLE 11: EINFLUSSGRÖßE ÄTIOLOGIE .....	44
TABELLE 12: EINFLUSSGRÖßE ANTETORSIONSWINKEL .....	44
TABELLE 13: EINFLUSSGRÖßE ANTETORSIONSWINKEL GRÖßER/KLEINER 25° .....	45
TABELLE 14: EINFLUSSGRÖßE VOROPERATION .....	45
TABELLE 15: EINFLUSSGRÖßE INTRAOPERATIVE FRAKTUR .....	45
TABELLE 16: EINFLUSSGRÖßE OPERATEUR .....	46

## 1 Einleitung

Bereits im Jahre 400 vor Christus wurde die Problematik der angeborenen Hüftdysplasie und der Hüftluxation von dem griechischen Arzt Hippokrates von Kos erkannt. Er beschrieb dabei die starke Bewegungseinschränkung und die mit dieser Krankheit verbundenen Schmerzen. Er suchte nach Möglichkeiten der Heilung oder wenigstens der Verbesserung der Lebensqualität (1).

Die Anzahl der heute an Coxarthrose erkrankten Patienten nimmt stetig zu. Der Grund hierfür ist in der gestiegenen Lebenserwartung zu suchen (2).

Die Coxarthrose (Hüftgelenksabnutzung) wird unterteilt in die primäre und sekundäre Form. Die Ursachen der primären Form sind weitestgehend unbekannt. Zu den sekundären Formen zählen jene, bei denen die Ursachen der Hüftgelenksabnutzung bekannt sind (2).

Die letzte Therapieoption der Coxarthrose stellt die Implantation einer Hüftendoprothese dar. Die Schmerzbefreiung und die erneute Mobilität des Patienten sind die wichtigsten Gründe für die Indikationsstellung zur Hüftendoprothese. Dem Patienten soll somit die Erhaltung seiner Lebensqualität gewährleistet werden. Ein wichtiger Aspekt der Endoprothetik ist die begrenzte Verweildauer eines jeden Implantates im menschlichen Organismus. Die aseptische Prothesenlockerung ist der häufigste Grund für einen Revisionseingriff.

Mit dem Ziel bessere Langzeitergebnisse zu erreichen, ist bei der Endoprothetik in den letzten 50 Jahren, hinsichtlich Prothesendesign, Verankerungstechnik, Gleitpaarung zwischen Kopf und Pfanne und Implantatwerkstoffe, erhebliche Fortschritte zu verzeichnen. Ein wesentlicher Schritt hierbei war die Einführung der Zementtechnik im Jahre 1960 seitens Charnley. Polymethylacrylat (PMMA) dient heute noch zur Fixation des künstlichen Hüftgelenkes (3).

Gegenwärtig stellt die Implantation einer Hüftendoprothese einen Routineeingriff dar. Mit ihren Vor- und Nachteilen stehen den betroffenen Patienten weltweit unterschiedliche zementierte oder zementfreie Endoprothesen-Modelle zur Verfügung.

Allen Patienten dieser Studie wurde ausschließlich die zementfreie CTX-Individual-Prothese der Firma Orthopedic-Services implantiert. Bei den vorliegenden ungünstigen anatomischen Eigenschaften der Femora, schien die Verwendung einer Individual-Prothese als unumgänglich. In Kapitel 1.4 wird diese Prothese eingehend beschrieben.



---

Mit Hilfe von EBRA-FCA (Ein-Bild-Röntgen-Analyse-Femoral Component Analyse) wurden retrospektiv die tatsächlichen Implantationstiefen dieser Prothesen vermessen, um einen Abgleich zwischen präoperativ vorgegebenen optimalen Implantationstiefen mit den tatsächlich erreichten vorzunehmen. Diese Messmethode wird im Rahmen von Kapitel 1.5 ausführlicher dargestellt.

## 1.1 Die Geschichte der Endoprothetik

Im Jahre 1821 führte A. White die erste Dekapitationsplastik durch. Nach der Resektion des Femurkopfes wird der verbleibende Stumpf erneut in die Hüftpfanne eingestellt. Ein belastungsfähiges Gelenk mit eingeschränkter Beweglichkeit war das Ziel (4,5).

Um eine störende Fehlstellung zu beseitigen durchtrennte der Chirurg J. R. Barton 1826 ein versteiftes Hüftgelenk. Er gehörte zu den Ersten, die diese intertrochantäre Femurosteotomie durchführten. Hierdurch sollte die Adduktions-Flexionskontraktur aufgehoben werden. Seit Mitte des 19. Jahrhunderts versuchte man die Amputation weitgehend durch die Entfernung des Gelenkes zu ersetzen, welches zur Schmerzlinderung und Verbesserung der Steh- und Gehfähigkeit führte (6,7,8).

Carnochon versuchte 1860 durch die Einlage einer Holzplatte in eine ankylosierte Hüfte die Funktion zu verbessern. Dies war die Vorstufe der Interposition. Bei der Interposition diente körpereigenes Gewebe als Abstandhalter (9).

Helferich ging ein Schritt weiter und durchtrennte bei einem verknöcherten Gelenk zuerst die Knochenfragmente. Als Interponat benutzte er Muskeln. Somit legte Helferich im Jahre 1871 die Grundlage der Arthroplastik (6).

Professor Th. Gluck implantierte 1891 die ersten Knie-Scharnierprothesen aus Elfenbein. Der Erfolg blieb jedoch aus. Zum Einen akzeptierte der Körper das Fremdmaterial nicht: durch die Abwehrreaktion wurde die Prothese nach und nach zersetzt und schließlich kam es zu einer Prothesenlockerung. Zum Anderen wählte Gluck Patienten mit Gelenk-Tuberkulose aus, die stark vorgeschädigte und infizierte Gelenke vorwiesen (10,11,12,13).

E. Lexer transplantierte 1907 erstmals ein komplettes Leichenknie. Diese Methode wurde von den Medizinerinnen nicht angenommen, weil man zu dieser Zeit der Verwendung von Fremdmaterial, aufgrund der Abstoßungsreaktion, sehr ablehnend gegenüberstand (14).

Die Mouldarthroplastik ist auf Smith-Peterson zurückzuführen. Dabei benutzte er 1923 eine Kappe, welches zwischen Kopf und Pfanne unfixiert eingelegt wurde. Diese Kappe bestand anfänglich aus Glas, später aus Plexiglas, Viscaloid, Bakelit und schließlich aus Vitallium (CrCoMo-Legierung) (15,16).

1938 implantiert Wiles in London die erste klinisch brauchbare Hüft-Totalendoprothese aus rostfreiem Stahl. Die Verankerung erfolgte mittels Schrauben und Stifte (17).

1942 wurde die Hüftprothese von Moore aus Metall eingeführt, welches eine deutliche Verbesserung auf dem Gebiet der Endoprothetik zur Folge hatte. Die Fixierung erfolgte über das Knocheneinwachsen in die Schaftöffnung. Der Kopf weist einen großen Durchmesser auf, um den Flächendruck im Pfannendach gering zu halten (8,18).

Die Brüder Judet entwickeln 1946 die Plexiglas Hüftendoprothesen. Die Fixierung der Prothese erfolgte im Femur mittels eines Stiels. Dieser Mechanismus stellte zuvor eine wesentliche Verbesserung dar, genügte jedoch nicht für eine ausreichende Befestigung in Anbetracht der im Hüftgelenk übertragenen Kräfte. Darüber hinaus erwies sich Plexiglas nicht als geeigneter Werkstoff für Hüftprothesen (19,20,21,22).

Die Entwicklung der McKee-Farrar Hüftprothese fällt ins Jahr 1956. Eine aus Metall geformte Pfannenschale diente hierbei als Gegenlager. Der Hüftschaft bestand ebenfalls aus Metall. Damit war das Prinzip der Totalendoprothese gegeben (23,24,25).

1960 verwendete Sir Charnley zum ersten Mal ein Knochenzement (Methylmethacrylat) zur Fixierung des Hüftschaftes. Knochenzement verteilte die Last über die große Knochenfläche und verankerte sich primär stabil. Mit seinen Kunststoffpfannen verdrängte er die Metall/Metall-Prothesen zunehmend, womit ihm ein wahrer Durchbruch in der Hüftarthroplastik gelang. Der von Charnley entwickelte Prothesentyp wird lange Zeit bevorzugt implantiert, wobei diese jedoch immer wieder bezüglich Werkstoff, Verankerung und Design modifiziert wurde (3,25,26).

Ring führte 1964 die Totalendoprothese ohne zementierte Verankerung ein. Dies war der Vorläufer zur zementfreien Verankerung von Prothesen (27).

Müller ersetzte im Jahre 1970 die bis dahin bestehende gerade Schaftform durch die gebogene. 1971 wurde diese Prothese durch Weller modifiziert. Ab 1975 verwendete Wagner diese Prothese mit einer dünnwandigen zu zementierenden Polyethylenpfanne (28).

Die sogenannte Tragrippenprothese wurde von Mittelmeier und der Osteo AG 1974 auf den Markt gebracht, welches zementfrei verankert wurde und den jüngeren Patienten angeboten werden sollte. Mit dieser Prothese erhofften sich die Hersteller das Problem der aseptischen Prothesenlockerung zu umgehen, dessen Hauptursache man vor allem dem Knochenzement zuschrieb. Durch die Vergrößerung der Prothesenoberfläche wurde die knöcherne Auflagefläche vergrößert, mit dem Ziel einer günstigeren Lastverteilung und der Reduzierung der spezifischen Flächenlast. Die Prothese wurde aus Aluminiumoxydkeramik hergestellt. Die erhöhte Abriebfestigkeit, die Vermeidung

des Reibungsfaktors und die geringe Fremdkörperreaktion sind die großen Vorteile. Der Nachteil ist die Versprödung des Materials (30,31).

Im Jahre 1976 wurde der Porometallschaft durch Judet entwickelt, welches aus einer Chrom-Kobalt-Molybdän-Legierung besteht und zusätzlich eine wabenförmige Oberfläche besitzt (21).

Über die Nachteile des Knochenzements wurde zum ersten Mal im Jahre 1978 seitens Willert und Buchhorn berichtet (32).

Prof. Semlitsch erkannte 1972 die biokompatiblen Eigenschaften von Titan. 1979 entwickelte er gemeinsam mit Prof. Zweymüller eine zementfreie Hüftendoprothese, dessen Schaft aus einer Titanlegierung bestand. Diese Prothese wurde mit einer distalen press-fit Verankerung fixiert. Dabei wurde ein umfangreiches Schaftsortiment angeboten (33,34).

Ab 1980 ist eine rasante Weiterentwicklung der Endoprothetik zu verzeichnen. Spotorno entwickelte 1985 die CLS-Prothese, die aus einer heiß geschmiedeten Titanlegierung bestand. Diese Prothese wurde zementlos implantiert (35).

Zu den ersten Versuchen zur Herstellung einer Individualprothese gehören folgende Modelle: der Röntgen-Stiel nach Moretton (36), der Ausguss-Stiel nach Mulier (37) und der parametrisierte Stiel nach Bargar (37).

Der Röntgen-Stiel wurde mit Hilfe von Röntgenbildern angefertigt. Anhand der Röntgenbilder war jedoch der tatsächliche Knochenquerschnitt nicht exakt zu bestimmen, was wiederum zu Fehleinschätzungen bei der Prothesenauswahl führte. Daraus resultierend kam es zur Beeinträchtigung der Passgenauigkeit (38).

Bei der Herstellung des Ausguss-Stiels wurde zunächst intraoperativ ein Abguss der individuellen Markhöhle erstellt. Die Spongiosa wurde ausgeräumt, damit ein Silikon-Modell des Hohlraumes angefertigt werden konnte. Unter Zuhilfenahme eines Computer-Aided-Design-Systems (CAD) wurde die Prothese aus einem Rohling gefräst. Ein optimaler Pass-Sitz konnte jedoch nicht erlangt werden (37).

Die Planung des parametrisierten Hüftstiels wurde anhand von CT-Bildern durchgeführt. Die Stiellänge, die Stielkrümmung und die Stielproportionen eines Standardstiels konnten anhand der individuell vorliegenden CT-Daten verändert und den Femureigenschaften des Patienten angepasst werden. Die distale Bohrung dieser Prothese führte zu einem ungenauen Pass-Sitz oder aber zu einer geringen Eindringtiefe des Stiels (38).

Die Markteinführung der CTX-Individualprothese nach Starker und Thümmler ist auf das Jahr 1992 zurückzuführen. Ebenfalls in diesem Jahr erschien der Individualstiel nach Aldinger (38).

Durch die Hilfe moderner Computertechnik ist bei diesen Individualprothesen die Möglichkeit gegeben, bei der Verankerung auf Zement zu verzichten. Für die Planung und Herstellung des Individualstiels nach Aldinger werden präoperative CT-Bilder benötigt. Anhand der CT-Daten wird zunächst ein dreidimensionales Knochenmodell erstellt. Der Roboter fräst dann die Prothese passend zum individuellen Knochenköcher. Die Implantation der berechneten Prothese wird am Computer simuliert um die Passgenauigkeit zu kontrollieren. Die Prothese wird mit einer individuellen Raspel und einer Skizze dem Operateur geliefert. Der Individual-Stiel besteht aus Titan und ist im proximalen Bereich mit Hydroxylapatit beschichtet (38).

Die Aldinger-Prothese diente der CTX-Individualprothese nach Starker und Thümmler als Vorbild. Hier werden neben den CT-Bildern zusätzlich zwei Röntgenbilder zur Konstruktion und Herstellung der Prothese herangezogen. Auf die CTX-Prothese wird unter 1.4 näher eingegangen.

Die Symbios-Prothese, ebenfalls eine Individual-Prothese, wurde in der Schweiz anhand von CT- und Röntgenbildern entwickelt (39). Die skandinavische Individual-Prothese Unique (SCP) wird seit 1995 implantiert und wurde von P. Benum entwickelt. Diese Prothese wird mit der CAD/CAM-Technik (Computer-Aided-Design/Computer-Aided-Manufacturing) konstruiert, wobei wiederum CT-Daten und Röntgenbilder die Basis für die Fertigung darstellen (40).

## 1.2 Indikationen der Hüftendoprothese

### 1.2.1 Coxarthrose

Bei der Coxarthrose handelt es sich um eine Degeneration des Knorpelgewebes mit sekundärer Knochenläsion und entzündlich bedingter Schrumpfung der Gelenkkapsel. Aus einem Missverhältnis zwischen Belastung und Belastungsfähigkeit des Gelenkes entwickelt sich die Arthrosis deformans. Diese wird wiederum unterteilt in die primäre und die sekundäre Arthrose. Die primäre Arthrose ist gekennzeichnet durch die Minderwertigkeit des Knorpelgewebes und stellt eine nicht inflammatorische Erkrankung der Gelenke dar, wobei die Ursache hierfür noch unbekannt ist (2,41).

Bei den sekundären Arthrosen kann eine Vielzahl von Ursachen vorliegen. Diese entwickeln sich bei nicht vollständig ausgeheilten Hüftgelenkserkrankungen. Metabolische Störungen, Fehlbelastungen, Traumen und Entzündungen bereiten den Boden für eine sekundäre Arthrose vor (2,42). Die nachfolgende Tabelle veranschaulicht die Ätiologie der Coxarthrose.

Primäre Arthrose	Biologische Minderwertigkeit des Gewebes unbekannter Ursache
Sekundäre Arthrose	<p>Überlastung</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>◆ Gelenkdysplasien</li> <li>◆ Achsenfehler</li> <li>◆ Instabilitäten</li> <li>◆ Erworbene Formstörungen der Gelenke (z.B. Morbus Perthes)</li> </ul> <p>Traumen</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>◆ Gelenkflächenfrakturen</li> <li>◆ Luxationen</li> </ul> <p>Entzündliche Gelenkprozesse</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>◆ Bakterielle Arthritiden</li> <li>◆ Chronische Polyarthrititis</li> </ul> <p>Metabolische Erkrankungen</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>◆ Gicht</li> <li>◆ Chondrokalzinose</li> </ul> <p>Endokrine Erkrankungen</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>◆ Hyperparathyreoidismus</li> <li>◆ Hypothyreose</li> </ul>

Tabelle 1: Ätiologie der Arthrosen

Bei der Hüftgelenksdysplasie liegt als Ursache eine Störung der Verknöcherung am Pfannenerker vor. Eine Dezentrierung des Hüftkopfes aus der Hüftgelenkspfanne ist die Folge und im Extremfall kommt es zu einer Hüftgelenksluxation. Ist jedoch der Ossifikationsdefizit am Pfannenerker geringgradig, kann die Dezentrierung ganz ausbleiben und es besteht die Möglichkeit, dass die Ossifikation in den folgenden Jahren nachgeholt wird. Eine Ausheilung kann sehr wohl noch stattfinden. Es kann aber auch gegenteilig zu einer Verschlechterung während des Wachstums kommen.

Bei einer kompletten Dislokation des Hüftkopfes sind die Bedingungen für den Patienten günstiger als bei einer Subluxation. Die Inkongruenz zwischen Femurkopf und Acetabulum bei der Subluxation führt bereits in frühen Lebensjahren zum Eintritt der degenerativen Gelenksveränderungen und die Progredienz ist beschleunigt (43).

Ein hohes Maß an Beweglichkeit, eine zufriedenstellende Funktion und vergleichsweise geringe Schmerzen kommen bei Patienten mit einer kompletten Dislokation vor. Erst in der 5. Lebensdekade wird über Schmerzen geklagt, ab dem 70. Lebensjahr kommt es zu schmerzbedingten Gehbehinderungen (44).

Der Erkrankungsverlauf der Coxarthrose ist langsam progredient. Der Elastizitätsverlust des Gelenkknorpels steht am Anfang der Erkrankung. Die Höhenabnahme des Knorpelgewebes, die subchondrale Sklerosierung der Gelenkfläche und die Spaltbildung im Gelenkknorpel sind die ersten röntgenologisch sichtbaren Zeichen einer Arthrose. Durch den Knorpelschaden entstehen Schub- und Scherkräfte an den Gelenkflächenrändern, die zur Ausbildung wulstartiger Knochenvorsprünge führen (Exophyten, Osteophyten). Die kraftaufnehmende Fläche im Gelenk wird mit dem fortschreitenden Knorpelabrieb immer kleiner. Dies führt dazu, dass der Knochen sich unter dem maximal beanspruchten Areal zurückbildet. Die Folge ist die Zystenbildung (2,41).

Die klinische Symptomatik kann deshalb lange auf sich warten lassen, weil regressive Vorgänge in Form der Zystenbildung und reparative Vorgänge in Form der Osteophytenbildung lange Zeit die Waage halten können. Klinisch relevant kann die Arthrose werden, wenn die pathologischen Veränderungen an Geschwindigkeit zunehmen. Es kann dann zu einer begleitenden subchondralen Knochennekrose (Einbruch von Zysten) oder zu einem vermehrten Anfall von Knorpelabriebprodukten mit reaktiver Entzündung der Gelenkinnenhaut (aktivierte Arthrose) kommen (2,41).

Klinisch äußert sich die Arthrose mit Schmerz, Schwellung, Muskelverspannung, Bewegungseinschränkung und zunehmende Deformität. Unterschieden werden der

Einlaufschmerz, die Schmerzen nach längerer Belastung sowie die später auftretenden Ruhebeschwerden. Im Verlauf der Erkrankung wechseln sich schmerzarme Phasen und solche mit vermehrten Beschwerden ab (aktivierte Arthrose) (2,41). Der Erkrankungsverlauf kann in drei Stadien eingeteilt werden. In Stadium I findet sich der belastungsabhängige Schmerz zusammen mit der Muskelverspannung wieder. Die Schmerzen können hierbei vom Gelenkraum selbst oder von den periartikulären Weichteilen ausgehen. Reflektorische Muskelverspannungen entstehen bei schmerzhafter Überbelastung des Gelenkes. Stadium II ist gekennzeichnet durch den Bewegungsschmerz. Der Kapselschmerz, der bei passiver Bewegung auftritt, wird verursacht durch intraartikuläre Läsionen. Schmerzen, die bei aktiven Bewegungen auftreten, stammen aus der Muskulatur und den Sehneninsertionen. Die Schmerzen verschwinden nach Gebrauch des Gelenkes (Einlaufschmerz). Schließlich treten im dritten Stadium die Ruheschmerzen auf, welche hauptsächlich durch die Entzündung der das Gelenk umkleidenden Weichteile verursacht werden (2). Durch den entzündlichen Prozess entstehen Verkürzungen der Weichteile, welche zusammen mit den Kontrakturen zu den Gründen für die Bewegungseinschränkung gerechnet werden. Die zunehmende Deformität des Gelenkes ist auch zu diesen Gründen zu zählen.

Die konservative Therapie ist nur eine symptomatische und besteht in der Schmerzbehandlung mittels Analgetikagabe, intraartikulärer Kortisontherapie, Entlastung des Gelenkes (Pufferabsatz, Stockbenutzung), physikalischer Therapie und Muskellockerung. Die Wiederherstellung der Gelenkfunktion kann hiermit nicht erreicht werden, da der Knorpel zerstört ist und die Deformierung der Gelenkanteile nicht rückgängig gemacht werden kann (2,41).

Die operative Behandlung der Arthrose umfasst Eingriffe zur Verbesserung der Gelenkmechanik bzw. der Gelenkbiologie. Durch gelenknahe Osteotomien verspricht man sich eine Verbesserung der Kongruenz des Gelenkes mit dem Ziel der Minderung der Gelenkbelastung. Anbohrungen und Reizosteotomien sollen zur Verbesserung der Gelenkdurchblutung führen. Die Synovialektomie wird angewendet bei stark entzündlich aktivierten Arthrosen. Bei der Pridie-Bohrung wird die Gelenkfläche aufgebohrt um die Bildung von Ersatzgewebe aus Faserknorpel anzuregen (2,41).

Die letzte Therapie-Option der Arthrose ist der Gelenkersatz. Bei weit fortgeschrittenen Arthrosen und jenseits des 60. Lebensjahres wird die Indikation zur Endoprothese gestellt (2,41,45).



### **1.2.2 Die Lockerungsproblematik der Hüftendoprothesen**

Das zentrale Problem der Endoprothetik stellt die Implantatlockerung dar. Trotz einer fortlaufenden Weiterentwicklung der Prothesen ist dies weiterhin ein ungelöstes Problem. Wenn man von einer gestiegenen Lebenserwartung ausgeht, fordert man von einem Implantat dementsprechend immer bessere Langzeitergebnisse <sup>(46)</sup>. Eine progrediente Lockerungsrate geht mit der zunehmenden Standzeit einer Endoprothese einher. Durch den Verlust des mechanischen und biologischen Gleichgewichtes zwischen Prothese und Knochen wird die Prothesenlockerung hervorgerufen <sup>(47)</sup>. Sowohl bei zementierten als auch bei zementfreien Prothesen findet sich dieses Prinzip. Mikrobewegungen zwischen Implantat und Knochen sind unvermeidlich, welche für Entzündungsreaktion des Gewebes in der Implantatumgebung verantwortlich sind. Eine Fremdkörperreaktion kann hervorgerufen werden durch Abriebprodukte von den Gelenkpartnern (Hüftkopf und Pfanneninlay). Die Qualität und Quantität der Abriebprodukte sind abhängig von der Art der Gleitpaarung, wobei die Quantität den Ausmaß der Reaktion scheinbar mehr beeinflusst als die Qualität <sup>(48)</sup>.

Die Abriebmenge darf die Kapazität der Abwehrzellen nicht übersteigen, andernfalls ist eine lokale Entzündungsreaktion mit der Folge der Osteolyse nicht zu verhindern. Die lokale Osteolyse kann die Ursache für eine komplette Auslockerung des Implantats sein <sup>(49)</sup>. Im Röntgenbild kann die knöcherne Destruktion im Verlauf beurteilt werden. Ob periprotetische Lysesäume jedoch als relevantes Lockerungszeichen gewertet werden dürfen und wie die Kriterien diesbezüglich festgelegt werden sollen, führt unter vielen Autoren zu Diskussionen <sup>(50,51,52)</sup>. Kennzeichnend für die Prothesenlockerung ist ebenfalls die Migration des Implantats, zur dessen Messung verschiedene Methoden vorhanden sind, die sich in ihrer Genauigkeit, Zeitaufwand, Kostenintensität und technischem Aufwand unterscheiden. Diese Messverfahren, unter anderem auch das für diese Studie eingesetzte EBRA-FCA-Verfahren, werden in Kapitel 1.5 näher beschrieben.

### 1.3 Die Hüftendoprothese

Die Implantation einer Hüftendoprothese gehört zu den erfolgreichsten Operationen. Man zählt sie zu den wichtigsten medizinischen Fortschritte des letzten Jahrhunderts. In den letzten 40 Jahren sind schätzungsweise über 6 Millionen Hüftendoprothesen weltweit eingesetzt worden (53). In Europa werden inzwischen im Jahr etwa 500.000 Hüftendoprothesen implantiert (54). Für Deutschland beträgt diese Zahl 135.000 (55). Geht man von einer zunehmenden Lebenserwartung aus, muss mit einem Anstieg der notwendigen Hüftendoprothesen gerechnet werden, insbesondere wegen der stetig steigenden Anzahl älterer Menschen in der Bevölkerung (56). In Deutschland werden viele verschiedene zementierte und zementfreie Hüftprothesen angeboten.

Die dauerhafte Fixation und schmerzfreie Funktion der Prothesenkomponenten im Knochen und die Minimierung des Abriebs zwischen den Gleitpartnern Kopf und Pfanne ist das angestrebte Ziel beim künstlichen Hüftgelenkersatz. Das Hauptproblem hierbei stellt der Partikelabrieb dar, welches für zementierte und zementfreie Implantate gleichermaßen gilt (57,58).

Durch ständige Neuentwicklungen und Veränderungen von Implantaten in der Hüftendoprothetik wird primär versucht die Überlebensraten zu verbessern. Die verbesserte Zementiertechnik wird zu den wenigen erfolgreichen Veränderungen gezählt. Durch den Einzug von Computer, Navigation und Operationsroboter in die Hüftchirurgie erhofft man sich eine Verbesserung der Qualität und Langzeitergebnisse. Um den klinischen Einsatz eines Prothesensystems rechtfertigen zu können, muss dieser gemäß den Forderungen des „National Institutes of Health“ eine Überlebensrate von mindestens 95% nach 10 Jahren Beobachtungszeitraum vorweisen (59).

#### 1.3.1 Zementierte Verankerungskonzepte

Charnley führte im Jahre 1960 Methylmethacrylat (PMMA) als Knochenzement in die Hüftendoprothetik ein (3). Dieser verzahnt sich mit dem Knochen und ermöglicht eine formschlüssige Kraftübertragung vom Prothesenstiel zum Knochen. Inkongruenzen zwischen Prothese und Knochenhöhle werden durch den Zement ausgefüllt, wodurch ein optimaler Pass-Sitz der Prothese angestrebt wird (60). Die zementierte Verankerung wird vorwiegend bei Patienten angewandt, die das künstliche Hüftgelenk unmittelbar nach der Implantation belasten sollen. Darunter fallen insbesondere Patienten mit einer Herz-Kreislauf-Problematik. Bei einem Alter über 60 Jahre wird ebenfalls bevorzugt auf die zementierte Verankerung zurückgegriffen (32). Der Knochenzement besteht aus

zwei Komponenten. Nach der Mischung des flüssigen Monomers mit dem pulvrigen Polymer erfolgt die Auspolymerisation des Monomers unter Freisetzung von Polymerisationswärme <sup>(61)</sup>. Der Zement kann aufgrund der Wärmeentwicklung während des Polymerisationsvorganges, durch Toxizität oder durch Auslösen einer Allergie, zu einer Osteozytenschädigung führen <sup>(62)</sup>. Durch einen enzymatischen Angriff und Abbau altert der Zement mit der Zeit, wodurch eine Fremdkörperreaktion entstehen kann <sup>(63)</sup>.

Der Erhalt von spongiösem Knochen ist von wesentlicher Bedeutung bei der zementierten Verankerung <sup>(64,65)</sup>. Andernfalls kann eine ausgedehnte Spongiosaentfernung zu einer deutlich reduzierten Scherbeanspruchbarkeit des Zement-Knochen-Interfaces und zu einer höheren radiologischen Lockerungsrate führen <sup>(66,67)</sup>. Nur durch eine sorgfältige Knochenpräparation ist der Erhalt von spongiösem Knochen möglich. Großvolumige Raspeln können eine Verlegung der Knochenwaben und eine ausgeprägte Zerstörung des Knochenlagers mit Mikrofrakturen der Bälckchen verursachen <sup>(64,68)</sup>.

Bisher gibt es hinsichtlich der optimalen Zementmanteldicke noch keine einheitliche Übereinstimmung. Es sollte jedoch ein Minimum von 2-3 mm nicht unterschritten werden <sup>(69,70,71)</sup>. Mit zunehmender Zementpenetration steigt die Festigkeit des Zement-Knochen-Interfaces deutlich an <sup>(69,72,73)</sup>. Bei zu dünnen Zementmänteln ist die Gefahr für Defekte und Brüche erhöht. Lokale Zementmantelbrüche und Abrieb von Zementpartikeln können zu Granulomen und Osteolysen führen <sup>(74,75)</sup>.

Die Voraussetzung für eine lange Standzeit des zementierten Stiels stellt die Etablierung eines dauerhaft funktionierenden Interfaces zwischen Knochen und Zement dar <sup>(76)</sup>.

#### 1.3.1.1 Moderne Zementiertechniken

Mit einer verbesserten Zementiertechnik können laut zahlreicher klinischer Langzeitstudien von Patienten mit zementierten Stielkomponenten verbesserte Langzeitresultate erzielt werden <sup>(77,78)</sup>. Die verbesserte Zementverzahnung im spongiösen Lager bildet hierfür die Grundlage, welches man mit Hilfe zweier Methoden erreichen kann:

- ◆ Zementeinbringung unter Druck im Sinne der „High-pressurising-Technik“ <sup>(79,80)</sup>
- ◆ Entfernung von Rasperdebris und Knochenmark mit Hilfe einer adäquaten Knochenspülung <sup>(73)</sup>

Im Vergleich zur Zementeinbringung per Hand (1. Generation) führten moderne Zementiertechniken der 2. Generation (Markraumstopper, Jetlavage, retrograde Zementapplikation mittels Spritze, Druckzementierung) statistisch zu einer deutlichen Absenkung des Revisionsrisikos nach 10 Jahren <sup>(81)</sup>. Leider hat die Auswertung einer bundesweiten Fragebogenaktion gezeigt, dass von der Mehrzahl der befragten deutschen Hüftchirurgen die Zementiertechnik der 2. Generation nicht praktiziert wird <sup>(82)</sup>.

#### 1.3.1.2 Prothesenoberfläche vom zementierten Prothesen-Modellen

Beim zementierten Hüftstiel darf man die Bedeutung der Oberflächenbeschaffenheit nicht außer Acht lassen. Hochpolierte Oberflächen sollen den Zementabrieb am Prothesen-Zement-Interface minimieren. Eine Verbesserung des Interface zwischen Stiel und Zement erhoffte man sich durch das Aufrauen der Stieloberfläche, im Sinne des „precoating“ <sup>(83,84)</sup>. Diese rauhen Stiele konnten jedoch den innigen Kontakt zum Zement nicht aufrechterhalten. Radiologisch war eine Saumbildung sichtbar, was als Warnsignal für eine Lockerung gesehen werden musste <sup>(85,86)</sup>. Es wird angenommen, dass der Abrieb durch Mikrobewegungen zwischen rauhen Stiel und Zement entsteht, was zu einer Osteoklastenstimulation führen kann <sup>(87,88)</sup>.

#### 1.3.1.3 Prothesenmaterial bei zementierten Prothesen

Als Standard für zementierte Komponenten gelten rostfreie Stahl- und Chromkobaltlegierungen. Titan als Prothesenwerkstoff für zementierte Stiele haben sowohl sehr schlechte als auch gute Resultate nach über 10 Jahren erzielt <sup>(89,90,91)</sup>. Nach Steinemann sollen Titanlegierungen sogar Knochenanbau stimulieren <sup>(91)</sup>. Für Titan als Prothesenmaterial spricht das geringe Gewicht, die hohe Dauer- und Ermüdungsfestigkeit und die sehr gute Körperbeständigkeit <sup>(92)</sup>. Man sollte die überdurchschnittlich schlechten Ergebnisse der Capital-Prothese nicht dem Titan zuschreiben, sondern die möglichen Ursachen im Einzelfall genau analysieren <sup>(89)</sup>.

#### 1.3.1.4 Stieldesign der zementierten Verankerung

Bei der zementierten Verankerung stellen die geraden Prothesendesigns, die mit einem gleichmäßigen Zementmantel implantiert werden, den Standard dar. Neben dieser Methode der Vollmantelimplantation von Geradstiel-Prothesen gibt es die zementierte „Pressfit-Verankerung“. Neben den Geradstiel-Prothesen findet man bei den zementierten Modellen die anatomisch adaptierten Prothesen. Die Vorteile der anatomisch adaptierten Designs bestehen darin, dass sie im Gegensatz zu den

Geradschäften eine gleichmäßigere Zementmanteldicke liefern und die sich der natürlichen Krümmung des koxalen Femurs anpassen (71,81,93).

Der Einsatz von Zentralisern soll die Prothesenspitze im Markraum zentral fixieren und die Stielabweichung in Varus oder Valgus verhindern. Das Langzeitverhalten wurde bisher noch nicht untersucht. Die Nachteile bestehen darin, dass es zu Lufteinschlüssen oder Zentraliserdislokationen kommen kann. Außerdem kann durch Zentraliser eine Schwächung des distalen Zementköchers entstehen, woraus Zementmantelfrakturen resultieren können (94).

### **1.3.2 Zementfreie Verankerungskonzepte**

Die Nachteile der zementierten Verankerung von Endoprothesen veranlasste Anfang der 80er Jahre die Entwicklung von zementfreien Konzepten aus verschiedenen Metalllegierungen (95). Die wichtigsten Komplikationen der zementierten Verankerung waren die ausgedehnten Resorptionsräume, die hohen aseptischen Lockerungsraten und die schlechten Ergebnisse bei jungen aktiven Patienten sowie bei Revisionen (96,97,98,99).

Das Erreichen einer dauerhaften Sekundärstabilität mit direktem Knochen-Implantat-Verbund durch An- oder Einwachsen von Knochen in strukturierte Oberflächen ohne Zwischenschaltung von Bindegewebe (Osteointegration) ist das Ziel jeder zementfreien Implantation. Dafür ist zunächst einmal eine Primärstabilität unumgänglich und sollte möglichst unmittelbar nach der Implantation vorliegen (100,101,102). Je größer die Relativbewegung, desto kleiner die Primärstabilität und umgekehrt (103). Deshalb ist die primär stabile „Press-fit-Fixation“ bei allen zementfreien Stielprothesen die Voraussetzung für eine mechanische Ruhe am Interface (104,105). Erst durch diese Ruhe haben die Osteozyten eine Chance an die Prothese heranzuwachsen (103). Unter der „Press-fit-Fixation“ ist ein elastischer Formschluss zwischen Implantat und Implantatlager zu verstehen. Das Implantatlager wird minimal kleiner als das Implantat vorbereitet, wodurch eine Druckvorspannung (Press-fit) zustande kommt (106,107).

Beim gesunden Femur liegt eine proximale Krafteinleitung vor. Dies fordert Morscher auch von jedem zementfreien Prothesensystem. Die proximale Krafteinleitung verstärkt den proximalen Kraftfluss auf den Knochen. Dafür darf die Prothese distal weder knöchern eingebaut, noch fixiert sein. Durch die metaphysäre „Press-fit-Fixation“, die Verwendung eines Kragens oder durch eine Oberflächenstrukturierung kann die distale Krafteinleitung vermieden werden. Insbesondere sollte die distale Schaftfixation verhindert werden (108).

### 1.3.2.1 Oberflächenstruktur bei zementfreien Schäften

Die Struktur der Implantatoberfläche bei zementfreier Fixation einer Endoprothese ist von wesentlicher Bedeutung, weil der direkte Kontakt zum Knochen durch die Implantatoberfläche hergestellt wird. Die Oberflächenstrukturierung soll ein Einwachsen des Knochens ermöglichen. Daraus lässt sich schliessen, warum glatte Oberflächen für zementfreie Endoprothesen nicht geeignet sind. Die zementfreien Endoprothesen werden mittels Substanzen bestimmter Porengröße und Porosität beschichtet, um eine Vergrößerung der Kontaktfläche zwischen Knochen und Prothese zu erreichen. Ein weiteres angestrebtes Ziel mit Hilfe dieser Methode ist die Kraftverteilung und Druckreduktion, um Spannungsspitzen zu vermeiden (109).

Hüftstiele aus Chromkobaltlegierungen mit grober Oberflächenstrukturierung werden seit Ende der 70er Jahre erfolgreich in der Klinik eingesetzt (110). Im Falle einer notwendigen Revision stellt die makroporöse Oberfläche jedoch ein allgemeines Problem dar. Bei einer Komplikation, bedingt durch Infektion, Einsinken, Fehlpositionierung oder Oberschenkel Schmerzen, ist die Durchführung einer Revision erst durch aufwendige operative Maßnahmen, wie transfemorale Zugangs- oder Fensterung möglich. Ausgeprägte Oberschenkel Schmerzen und das Phänomen des „stress shieldings“ wurden der Vollstrukturierung der Implantatoberflächen zugeschrieben (111). Die Oberflächenstruktur wurde auf die proximale Prothesenabschnitte reduziert, mit dem Ziel der Minimierung der distalen Krafteinleitung. Insbesondere wurden diese proximal teilstrukturierten Stiele für junge Patienten empfohlen (112).

Durch die Hydroxylapatit-Beschichtung von zementfreien Implantaten erhoffte man sich eine Beschleunigung der direkten knöchernen Integration ohne bindegewebige Zwischenschicht (113). Hydroxylapatit hat eine bioaktive Eigenschaft und ermöglicht eine direkt auf der Oberfläche einsetzende Osteogenese, wodurch eine frühe Sekundärfixation erreicht wird. Hydroxylapatitbeschichtete Prothesen weisen nach zehn Jahren Standzeit mindestens gleich gute Ergebnisse wie die zementierten Standards auf. Diese Befunde werden durch die Ergebnisse aus dem Norwegenregister belegt (114).

### 1.3.2.2 Verankerungsprinzipien

Grundsätzlich stehen der zementlosen Hüftendoprothese drei Verankerungsprinzipien zur Verfügung. Die erste Prothese, die metaphysär verankert wurde, war die CLS-Prothese. Diese wurde unter anderem durch Spotorno entwickelt (115). Die metaphysäre Verankerung soll die distale Verankerung mit der Folge des sekundären „stress-

shielding“ vermeiden. Das Phänomen des „stress-shielding“ lässt sich wie folgt erklären. Die externe Kraft, die auf dem natürlichen Schenkelbein lastet, wird von diesem alleine getragen. Nach der Implantation einer Prothese in den Schaft, kommt es zu einer Verteilung dieser Kraft auf die Prothese und den Schenkelhals gleichermaßen. Die Druckentlastung des Knochens hat zur Folge, dass der Knochen sich der Situation anpasst, indem es Knochensubstanz abbaut. Die Stabilität der Prothese ist durch diese Knochenresorption gefährdet (105,116).

Der im Rahmen dieser Studie untersuchte CTX-Schaft wird ebenfalls metaphysär verankert.

Die diaphysäre Verankerung kommt beim Zweymüller-Schaft zum Einsatz. Der Alloclassic SL Schaft wurde 1982 von Prof. Zweymüller entwickelt. Der Schaft ist mit einer porösen Titanlegierung überzogen. Der Knochen hat somit die Möglichkeit im proximalen und im distalen Anteil der Prothese einzuwachsen. Es kommt zu einer großflächigen und gleichmäßigen Verteilung der auftretenden Kräfte auf den Oberschenkel (33,34,117,118). Diese konische Geradstiel-Prothese mit rechteckigem Querschnitt wird zur primären Stabilisierung diaphysär „press-fit“ verklemmt (119). Mittelfristige Untersuchungen zeigten hierbei weder klinische noch radiologische Lockerungen (120).

Bei der epimetaphysären Verankerung wird die intramedulläre Verankerung ausgespart. Nach diesem Prinzip wird die im Jahre 1976 von Huggler und Jacob entwickelte Druckscheibenprothese verankert. Der Schenkelhals wird erhalten und zur Krafteinleitung über eine plan anliegende Druckscheibe und einem im Schenkelhals liegenden Dorn genutzt. Die Kurzstielprothesen wurden 1988 entwickelt und sie werden ebenfalls epimetaphysär verankert. Der Majo-Stiel ist ein Vertreter dieser Gruppe, der im Kalkarbereich aufliegt und sich lateral abstützt (119). Nach sechs Jahren zeigte sich eine Überlebensrate von 91% für die Kurzstielprothese (121).

### 1.3.2.3 Prothesen-Stiele für die zementfreie Verankerung

Eine bessere Rekonstruktion der Femuranatomie und Gelenkgeometrie kann durch die Kombination verschiedener modularer Bauteile erreicht werden. Solche Konzepte kamen anfangs bei Revisionsoperationen oder Dysplasie zum Einsatz, scheinen aber auch für Primärimplantation geeignet zu sein. Der wichtigste Vertreter ist der modulare S-ROM-Stiel. Der Stiel ist poliert, distal geschlitzt, zylindrisch und längsgerippt und der proximale Sleeve ist strukturiert. Intraoperativ können beide Bauteile zusammengesteckt und über eine konische Verbindung im Bereich des proximalen

Femur zusammengehalten werden. Bei diesem System ist die Antetorsion beliebig einstellbar (119).

Das Problem der geraden Designs bestand darin, dass im menschlichen Femur aufgrund dessen komplexer Raumverhältnisse, kein mechanisches „press-fit“ erreicht werden konnte. Die anatomischen Designs wurden entwickelt um die introperative Kontaktfläche zwischen Knochen und Implantat zu vergrößern. Diese Implantate besitzen einen rundoval, konisch, anatomisch angepassten Korpus mit resultierender Links/Rechts-Version und ermöglichen eine Erhaltung des Trochantermassivs aufgrund einer abgeflachten lateralen Schulter. Ein Vertreter dieser Gruppe ist der ABG-Titanstiel. Eine Rate von 0.8% an aseptischen Lockerungen belegen 5-bis7-Jahres-Ergebnisse für dieses Implantat (122).

Seit Anfang der 80er Jahre versucht man den Hüftstiel exakt dem proximalen Femur anzupassen. Das proximale Femur ist jedoch bei jedem Patienten natürlich anders beschaffen. Diese Variabilität führte unter anderem auch zur Entwicklung des individuell anatomisch angepassten Hüftstiels CTX. Ein präoperativ angefertigtes CT des Hüftgelenks ermöglicht den Herstellern einen exakten Einblick in die anatomischen Verhältnisse des zu operierenden Femurs (119).

#### **1.4 Die CTX-Individualendoprothese**

Die CTX-Individualendoprothese wird seit 1992 implantiert. Bei Patienten mit ausgeprägter Dysplasiecoxarthrose mit hohen Antetorsionen, dsymorphen Femora, juvenil chronischer Polyarthritits oder mit Besonderheiten am proximalen Femur, die eventuell nach Umstellungsosteotomien auftreten können, wird die Indikation zur CTX-Individualendoprothese gestellt. Im Jahre 1998 wurden die Standardkomponenten und die Software zur virtuellen Prothesenimplantation (Fitprogramm) entwickelt. Seit 1998 erfolgt die Prothesenauswahl auf der Basis von 3D-Daten. Das Individualprothesensystem CTX wurde um sechs Standardgrößen pro Seite erweitert. Die Indikationsgrenze zwischen Standard- und Individualanwendung kann im Einzelfall mit Hilfe des Fitprogramms einfach gefunden werden (123).

Die CTX-Individualendoprothese besteht aus einer Titanlegierung. Sie ist proximal mit Hydroxylapatit beschichtet, wobei die Spitze ausgespart wird. Die CTX-Prothese ist eine Kurzschaftprothese, die patientenindividuell auf der Basis von CT-Scans des proximalen Femurs und zwei Röntgenbildern angefertigt wird. Die Schaftlänge wird mit maximal 11 - 12 cm relativ kurz gehalten, damit möglichst wenig Prothesenmaterial im Knochen verankert werden muss. Der Schaft verjüngt sich nach distal hin, um den



Kontakt mit der Kortikalis zu vermeiden. Damit soll eine distale Verklemmung verhindert werden. Die CTX-Prothese soll metaphysär unzementiert verankert werden, wobei ein Knochenkontakt nur am Calcar, laterale Schulter und im Bereich des Trochanter minor erwünscht ist. Die Pfeile in Abbildung 1b kennzeichnen diesen erwünschten Knochenkontakt und die Vermeidung der distalen Verklemmung. Der proximale Kontakt zur Kortikalis wird mit Hilfe der „Press-fit-Fixation“ hergestellt. Das Ziel dieser Verankerungsmethode ist die Sicherstellung der proximalen Krafteinleitung (124).

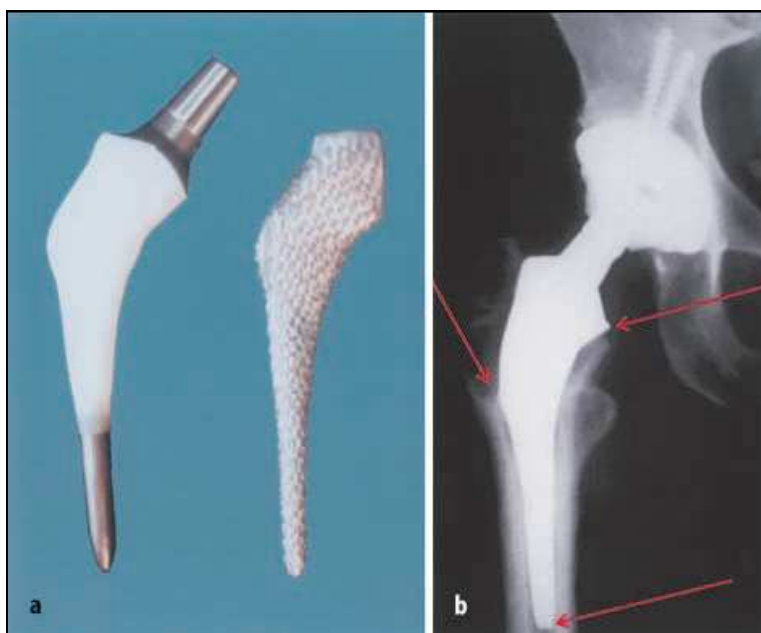


Abbildung 1: CTX-Individualprothese (links) mit dazugehöriger formgleicher Raspel (rechts) (a). Postoperatives Röntgenbild (b) (123)

#### 1.4.1 Computerunterstützte orthopädische Chirurgie

Die neuen Implantationstechnologien wie Navigation, Roboterimplantation und Individualendoprothetik verdanken ihren Fortschritt der Nutzung von 3D-Daten. Die Individualendoprothetik benutzt diese Daten für die Errechnung einer optimalen Prothese unter Berücksichtigung der Gelenkgeometrie und der Eigenschaften des Knochens. Somit wird bereits bei der Konstruktion auf eine exakte konventionelle Implantierbarkeit geachtet. Die roboterunterstützte Prothesenimplantation benutzt ebenfalls 3D-Daten, jedoch wird bei dieser Methode der Knochen der ausgesuchten Standardprothese angepasst (123).

Vor jeder geplanten Implantation einer Endoprothese muss der Operateur zumindest anhand von konventionellen Röntgenbildern die Prothesenauswahl treffen. Die zweidimensionale Planung mit Schablonen an Röntgenbildern sollte als Standard zur

Qualitätssicherung gegeben sein, weil die Qualität der Prothesenversorgung schließlich mit der präoperativen Planung korreliert. Diese Methode ist jedoch nicht in der Lage die erforderliche Prothesengröße exakt vorherzubestimmen. Sie stellt lediglich einen groben Anhaltspunkt dar. Dies ist darauf zurückzuführen, dass die Röntgenbilder unterschiedliche Abbildungsmaßstäbe besitzen. Die Rotation, Kurvationen und nicht kreisförmige Femurquerschnitte sind nicht zu erkennen. Der in Abbildung 2 dargestellte schematische Querschnitt täuscht sowohl in anterior-posterior ( $\emptyset_{AP}$ ) als auch von lateral ( $\emptyset_{AX}$ ) geröntgt einen zu großen Querschnitt des Knochens für eine Prothese ( $\emptyset_{PR}$ ) vor. Kurvationsmessungen sind abhängig vom jeweiligen Rotationswinkel des Femurs und verhindern zum Beispiel eine exakte Bestimmung von Antekurvation, Offset, CCD-Winkel und Antetorsion. Diese Begebenheiten führen zu Fehlerquellen und dadurch ist ersichtlich, dass präoperative Planungen nicht immer genau umgesetzt werden können (123).

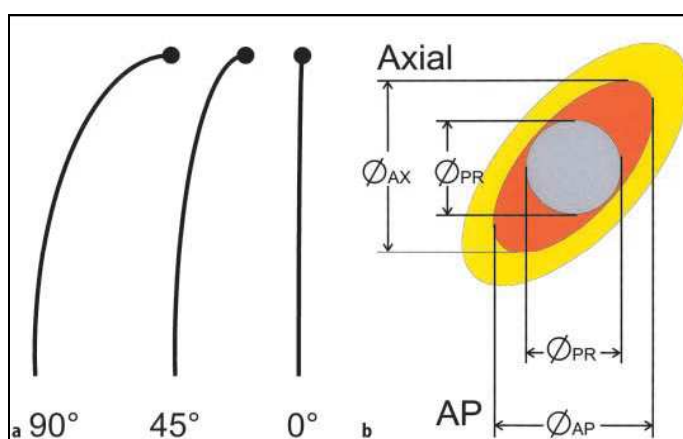


Abbildung 2: Kurvationen (a) und nichtkreisförmige Querschnitte (b) in einem schematisch dargestellten Röntgenbild (123)

Mit CT-Untersuchungen, die reelle 3D-Größenverhältnisse wiedergeben, ist man in der Lage diese Fehlerquellen zu umgehen. Diese bilden auch die Grundlage der Navigation, welches hauptsächlich bei der Wirbelsäulenoperation eingesetzt wird. In der Hüftendoprothetik kann die Navigation als Orientierungshilfe bei der Pfannenimplantation eingesetzt werden. Im Weiteren kann sie behilflich sein, die Lage von Bohrlöchern aufzufinden. Achsen, Rotationen oder Ebenen können ebenfalls durch die Navigation näher bestimmt werden. Bei der Planung von roboterunterstützten Schaftimplantation kommen 3D-Verfahren zur Anwendung. Bei der Herstellung und Verwendung von Individualprothesen konnte man die längste und umfangreichste Erfahrung in der Nutzung von 3D-Daten sammeln. Auf diesem Gebiet kann man auf eine 20jährige klinische Erfahrung zurückgreifen (123).

3D-Daten können bei der Herstellung von Individualprothesen auf unterschiedlichste Weisen verwendet werden:

- ◆ 3D-Rekonstruktion von inneren und äußeren Femurkonturen
- ◆ Torsionsmessungen am Femur
- ◆ Simulationen zur Überprüfung der Implantierbarkeit der Prothese am Rechner
- ◆ Gewinnung von Erkenntnissen über die stabile Verankerung der Prothese in Relation zur Knochendichte im CT
- ◆ Beschreibung von Richtlinien zur Rekonstruktion
- ◆ Beschreibungen zur Korrektur der individuellen Gelenkgeometrie

#### **1.4.2 Das Fitprogramm**

Das Fitprogramm stellt ein wichtiges Werkzeug bei der Herstellung von Individualprothesen dar. Es kann unter Verwendung von CT-basierten 3D-Daten wirklichkeitsnahe TEP-Operationssimulationen durchführen und beurteilen. Das Programm implantiert virtuell Schaftprothesen bis zur stabilen kortikalen Verklebung in 3D-rekonstruierten Femora. Die Grundlage des Programms besteht darin, dass die räumliche Distanz zwischen Kortikalis und Prothese in den verschiedenen Bereichen des intramedullären Raums in einen Punktwert umgesetzt und minimiert wird. Die Optimierung des Prothesenschaftes wird solange durchgeführt bis im Markraum eine optimale Verklebung vorliegt. Der Formschluss kann in jedem beliebigen Querschnitt und in verschiedenen Projektionen auch optisch beurteilt werden. Diese stabile Fixation ist für das Programm die wichtigste Aufgabe, daher wird die Kopfposition der Prothese zunächst nicht berücksichtigt. Ist einmal die Prothese gut fixiert, ergibt sich die Kopfposition aus deren Lage ( Kreise in Abbildung 3). Wenn allerdings das biomechanisch nötige Ziel die Kopfposition betreffend nicht erreicht wird, wird diese Planung verworfen (123).



Abbildung 3: Das Fitprogramm zeigt als Endergebnis die Prothese in ihrer tiefstmöglichen Position (123)

### 1.4.3 Die CTX- Prothesenplanung

Das Protokoll für die CTX-Individualendoprothesen Herstellung beinhaltet neben den beiden topographischen Aufnahmen des Beckens und des proximalen Femurs noch 17 CT-Schnitte durch das proximale Femur und ein Scan durch die Kniekondylen zur Bestimmung der Antetorsion. Der Arzt muss auf der Beckenübersichtsaufnahme das geplante Hüftkopfbereich und die Pfannenposition kennzeichnen. Die 3D-Rekonstruktion berücksichtigt später die Antetorsion. Diese Daten werden an den Prothesenhersteller (Orthopedic Services GmbH, Mainhausen) gesandt. Anhand dieser Information wird das proximale Femur hinsichtlich der inneren und äußeren Kortikalisstrukturen 3D-rekonstruiert und das Kopfbereich wird bestimmt. Die Antetorsion kann rechnerisch unter Berücksichtigung des Kniekondylenscans erfasst werden. Der Prothesenhersteller kann zunächst mit dem Fitprogramm die virtuellen Prothesenimplantationen aller Standardkomponentengrößen des CTX-Systems im 3D-rekonstruierten Markraum durchführen. Der Algorithmus der Implantationssimulation orientiert sich an den vorgegeben Parametern bis eine der Prothesen diesen entspricht und zur Implantation freigegeben wird. Wenn allerdings die optimale Fixation und die optimale Kopfposition bei keiner der Standardkomponenten möglich ist, sollte auf eine Individualanfertigung zurückgegriffen werden. Meist sind dies Fälle, in denen die Femora durch eine zurückliegende Umstellungsoperation, hinsichtlich deren Gestalt und

Geometrie verändert sind. In Abbildung 4 ist ein solcher Fall mit abnormer Femurgeometrie zu sehen, das eine Versorgung mit einer CTX-Individualprothese notwendig gemacht hat (Abbildung 4b und c). Die Versorgung mit der kleinsten CTX-Standard-Kompenete war nicht möglich (Abbildung 4a) (123).

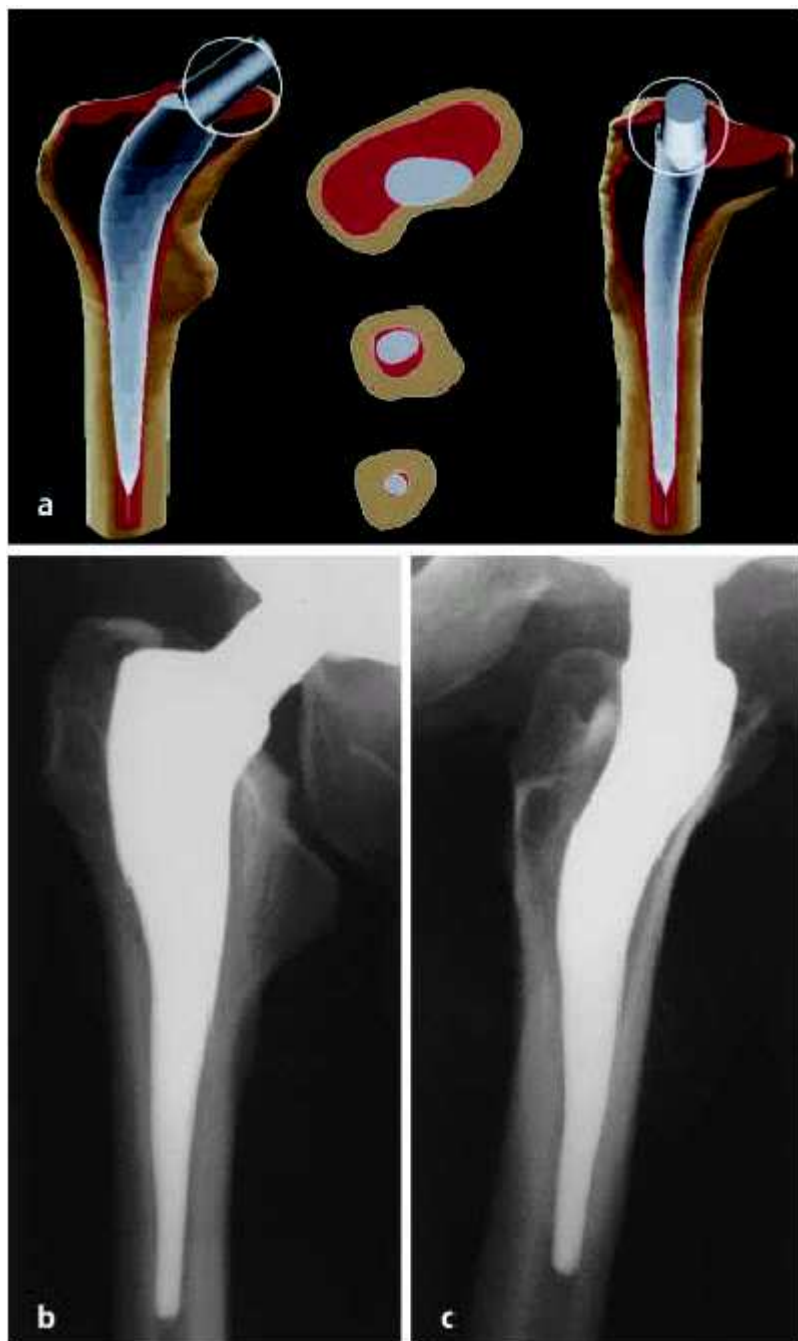


Abbildung 4: Fitergebnis mit der kleinsten CTX-Standard-Komponente (a); Operative Versorgung mit einer CTX-Individualprothese (b und c) (123)

## 1.5 EBRA

Ursprünglich wurde EBRA (Ein-Bild-Röntgen-Analyse) von Dr. Wolfgang Russe und Prof. Dr. Josef Peter Tschupik an der Universität Innsbruck entwickelt. Prof. Dr. Peter

Mayrhofer entwickelte EBRA-FCA (Ein-Bild-Röntgen-Analyse–Femoral Component Analysis) und ermöglichte außerdem die digitalen Versionen beider Programme. Die Optimas-Bild-Analyse-Software (Stemmer Imaging, Purchheim Deutschland) bildet die Basis für beide Varianten (125).

Die Migrationsmessung der Hüftpfanne war das eigentliche Ziel von EBRA. EBRA-FCA ist eine Ausweitung dieses Programms, mit dessen Hilfe die Migration des Prothesenschaftes erfasst werden soll. Der eigentliche Messvorgang kann an einem handelsüblichen Computer erfolgen. Dazu wird eine Röntgenserie (circa zehn Bilder) der Prothese benötigt. Innerhalb eines vorgegebenen Vergleichbarkeitslimits vergleicht das Programm die Bilder miteinander. Nicht vergleichbare Bilder werden aus der Messung ausgeschlossen. Die Migration wird mit Hilfe von streng definierten Messpunkten und Linien, die seitens des Anwenders im Programm eingegeben werden müssen, ermittelt. Referenzlinie der Messung ist der Abstand zwischen dem Trochanter major und der Schulter der Prothese. Die Meßgenauigkeit des Verfahrens liegt bei  $\pm 1$  mm. Für die Vermessung einer Bilderserie werden ungefähr 20 Minuten benötigt. Die Bedienung des Programms ist einfach zu erlernen (125,126).

### **1.5.1 Eigenschaften von EBRA**

Beim Cartesischem Koordinatensystem wird die x-Achse durch den Daumen, die y-Achse durch den Zeigefinger und die z-Achse durch den Mittelfinger bestimmt. An der Hüfte wird die Richtung der y-Achse in den meisten Fällen kranialwärts definiert, wobei die x-Achse parallel zur Transversalachse angenommen wird. Die Röntgenbildebene definiert die Richtung der drei Achsen. Das Zentrum des Koordinatensystems wird im migrierendem Objekt (Hüftkopf oder Pfannenzentrum) angenommen. Eine Migration von Implantaten im Becken erfolgt immer dreidimensional. Diese 3D-Wanderung kann durch sechs Freiheitsgrade beschrieben werden. Die Translation bzw. Rotation um die jeweiligen Achsen beschreiben, wie in Tabelle 2 dargestellt, die Richtung der Wanderung (125,126).

	Translation	Rotation
x-Achse (Transversalachse)	Lateralwanderung (Medialwanderung)	Veränderung der Anteversion
y-Achse (Longitudinalachse)	Kranialwanderung	Veränderung der Anteversion
z-Achse (Sagittalachse)	Dorsalwanderung (Ventralwanderung)	Veränderung der Inklination

Tabelle 2: Migrationsparameter von EBRA-FCA (125)

Am Schaft hat die Migration in longitudinaler Richtung die größte Bedeutung. Dies ist natürlich durch die Anatomie des Femurs maßgeblich vorgegeben. Die zweifache Krümmung des Femurs verhindert allerdings die Festlegung einer linearen Femurachse, daher verwendet EBRA eine durch das Implantat bestimmte Longitudinalachse. Die Migration in der z-Achse (Dorsalwanderung, Veränderung in der Inklination) kann mit EBRA nicht ermittelt werden. Die nachfolgende Tabelle veranschaulicht die möglichen Messungen, die mit Hilfe von EBRA durchgeführt werden können (125,126).

Pfanne	Schaft
Migration in Längsrichtung (Kranialwanderung)	Migration in Längsrichtung (Absinken)
Migration in Querrichtung (Medial-, Lateralwanderung)	Bestimmung des Winkels zwischen Femur- und Prothesenschaftachse (Varus- bzw Valgusstellung)
Anteversion	Bestimmung des Rotationszentrums im Falle einer zunehmenden Varus- oder Valgusstellung
Inklination	
Messung des duoradiographischen Polyäthylenabriebs	

Tabelle 3: Messparameter von EBRA-FCA (125)

### 1.5.2 Probleme beim Markieren

Für die einwandfreie Markierung der erforderlichen Knochenstrukturen benötigt man ein qualitativ gutes Röntgenbild. Manchmal kann es trotz eines qualitativ guten Röntgenbildes schwierig sein die Knochenstrukturen zu markieren. Insbesondere im

Fälle des Trochanter major kann sich die Markierung aufgrund von heterotopen Ossifikationen recht schwierig gestalten. Manchmal ist es sogar nicht möglich an diesem Bild eine Messung durchzuführen. Ein weiteres Problem kann bei der Markierung des Hüftkopfes auftreten. Dieser lässt sich nicht immer klar in der Pfanne abgrenzen. Das Eingabeprogramm verfügt über diverse Filter, die zur verbesserten Erkennbarkeit von knöchernen Strukturen verwendet werden können. Abbildung 5 stellt ein Röntgenbild dar, indem die Abgrenzungen der knöchernen Strukturen nicht eindeutig zu erkennen sind. Nach Einsatz eines Filters (Abbildung 6) tritt eine deutliche Verbesserung ein.



Abbildung 5: Röntgenbild ohne Filter (151)





Abbildung 6: Röntgenbild mit Filter (151)

### 1.5.3 Alternative Messverfahren der Migration

Die RSA-Methode nach Selvik stellt das genaueste Verfahren zur Migrationsmessung bei Hüftendoprothesen dar (127). Der Messfehler liegt in einer Größenordnung von 0.2 mm. Diese Methode ist jedoch auch gekennzeichnet durch den hohen Aufwand und die hohen Kosten. Dem Patienten werden operativ kleine Markierungskügelchen aus Tantalum als Referenzpunkte implantiert, wobei als Implantationsort der Trochanter major und Trochanter minor ausgesucht werden können. Die Prothese selbst wird ebenfalls mit diesen Kugeln präpariert. Nach der Implantation der Kugeln werden Röntgenbilder angefertigt. Dazu wird eine Referenzplatte, die mit Tantalum-Kugeln besetzt ist, benötigt. Diese Platte wird hinter dem Patienten aufgebaut. Zwei Röntgenröhren, die in einem Winkel von  $40^\circ$  zueinander stehen, belichten zwei Röntgenfilme, die mit der Referenzplatte abgeglichen werden. Wenn mindestens drei Punkte auf beiden Röntgenfilmen eindeutig zu identifizieren sind, kann die Lage des Objektes im Raum genau bestimmt werden. Es folgt eine aufwendige Digitalisierung der Daten. Die Vermessung der Tantalum-Kugeln in einem dreidimensionalen Koordinatensystem und die Zuweisung zu einem jeweiligen Koordinatenpunkt wird durch die Digitalisierung ermöglicht. Dieser Koordinatenpunkt dient bei späteren Kontrollen als Vergleichsparameter. Jede dieser Kugeln kann nun bei den späteren Untersuchungen mit dem ursprünglichen Koordinatenpunkt verglichen werden. Eine Abweichung jeglicher Art ist kennzeichnend für die Migration der Prothese. Der hohen

Präzision dieses Verfahrens muss man leider eine Reihe von Nachteilen gegenüber stellen. Die Tantalum-Kugeln neigen dazu im Knochen zunehmend zu wandern. Daher ist es erforderlich vor der eigentlichen Messung die Verlässlichkeit der Marker zu überprüfen. Die hohe Strahlenbelastung für die Patienten und der operative Eingriff, um die Marker zu implantieren, setzen die Attraktivität erheblich runter. Die Anwendung ist nur in prospektiven Studien möglich. Natürlich darf die Kostenfrage nicht außer Acht gelassen werden (128,129,130,131).

Die Migration einer Prothese kann sehr wohl auch auf einer Übersichtsaufnahme mit Bleistift und Lineal ausgemessen werden. Man benötigt bei diesen Meßmethoden zwei Beckenübersichtsaufnahmen, eine Beckenübersichtsaufnahme direkt postoperativ und eine Beckenübersichtsaufnahme zum Zeitpunkt der Messung. Nunn (132), Sutherland (133) und Wetherell (134) bieten solch eine Methode an, die jedoch nur bei offensichtlicher Migration eine sehr grobe Abschätzung erlauben. Der geringe technische Aufwand und die kostengünstige Durchführbarkeit sind die großen Vorteile. Die Ungenauigkeit dieser Methoden kommt dadurch zustande, dass die Röntgenbilder, die zum Vergleich herangezogen werden, unterschiedliche Aufnahmebedingungen aufweisen können. Wichtig ist zu erwähnen, dass durch eine Beckenrotation, welche durch unterschiedlich angefertigte Röntgenbilder auftreten kann, eine Pfannenwanderung vorgetäuscht werden könnte. Trotz allem hat man die Möglichkeit damit prospektiv Aussagen zu makroskopisch sichtbarer Migration zu machen. Zur Beschreibung der Migration und zur Dokumentation des Verlaufes sind diese Methoden sichtlich geeignet (125,132,133,134).

Bei der Methode von Walker et. al handelt es sich um eine Methode der Migrationsmessung mittels digitaler Erfassung normierter Punkte an Standardröntgenbildern. An Charnley und Stanmore Schaftprothesen wurden unter Anwendung dieser Methode die Migration untersucht. Die Migration wurde dabei zwischen einem an der Spitze des Trochanter major angelegten Halbkreis und einem lateralen Punkt des Schafthalses gemessen. Der maximale Fehler der Messmethode wird mit 0.37 mm angegeben (135).

Bei der Methode von Müller et al. werden die Bilder zunächst, wie bei der EBRA-FCA auf ihre Vergleichbarkeit hin geprüft. Hierzu verwendet man das sogenannte „Schaftrotationsdreieck“ (Kopfmittelpunkt - Schaftspitze - lateraler Implantationspunkt). Die Genauigkeit liegt bei etwa einem Millimeter (136).

## **1.6 Wissenschaftliche Fragestellung**

Ziel der Arbeit ist es, den Anteil korrekt implantierter, ebenso wie fehlpositionierter Hüftschäfte innerhalb des untersuchten Kollektivs von CTX-Individualprothesen zu bestimmen und festgestellte Abweichungen zu quantifizieren. Weiter gehört zu den Anliegen der Arbeit, einen Zusammenhang zwischen bestimmten Patientenmerkmalen und der CTX-Schaftposition, d.h. der Differenz aus präoperativ festgelegter und postoperativ vermessener femoraler Implantatposition, zu untersuchen. Im Besonderen soll betrachtet werden, ob das Erreichen der gewünschten Implantationstiefe des Individualhüftschafes von Voroperationen am coxalen Femur, der Ätiologie der Coxarthrose, dem gewählten Operationszugang, einem bestimmten Operateur oder der Höhe des Antetorsionswinkels des Femur abhängen.

## **2 Material und Methode**

### **2.1 Patientenkollektiv**

Das Kollektiv der hier vorliegenden Studie umfasst insgesamt 91 Patienten mit 107 Hüfttotalendoprothesen, wobei es sich bei allen Fällen um zementfreie CTX-Individualprothesen (Orthopedic Services, Mainhausen, Deutschland) handelt. Sämtliche Prothesen wurden zwischen 1995 und 2003 an der orthopädischen Universitätsklinik in Frankfurt am Main durch unterschiedliche Operateure eingesetzt.

Für die Studie lagen in allen Fällen prä- und postoperativ gefertigte Röntgenbilder mit einem einheitlichen Film-Fokus-Abstand, Krankenblätter und Operationsberichte vor. Die Firma Orthopedic Services stellte die Daten der Antetorsion für alle Fälle dieser Studie zur Verfügung. Die Berechnung der Antetorsion erfolgte nach der proximalen Schaftmethode aus den in allen Fällen vorhandenen CT-Datensätzen der Femora und wurde in anatomische Antetorsionswerte umgerechnet <sup>(137)</sup>.

### **2.2 Röntgenbilder**

Für die Digitalisierung der Röntgenbilder wird folgende Hardware benötigt: ein handelsüblicher PC mit einer leistungsstarken Graphikkarte, ein hochauflösender Bildschirm (bevorzugt 21 Zoll) und ein verzerrungsfreier Röntgenbildscanner <sup>(125)</sup>.

Von allen 91 Patienten lagen präoperative und postoperative Beckenübersichtsaufnahmen vor. Diese wurden mit einem einheitlichen Film-Fokus-Abstand gefertigt. 107 Standard Beckenübersichtsaufnahmen wurden mit Hilfe eines Flachbettscanners (Umax 7000) in Durchsicht-Technik mit 150 dpi digitalisiert. Die eingescannten Bilder bekamen als Dateinamen die jeweiligen Nachnamen der Patienten und wurden als TIFF-Dateien gespeichert. Voraussetzung für die Verwendbarkeit der Röntgenbilder für diese Untersuchung war, dass die komplette Prothese mit Schaftspitze und Prothesenkopf gut abgebildet sein mussten. Das Einscannen eines Röntgenbildes dauert etwa zwei Minuten, wofür als Scannsoftware Photoimpact verwendet wurde.

Aufgrund dessen, dass ein digitalisiertes Röntgenbild mindestens drei Megabyte Speicherplatz benötigt, ist ein Rechner mit relativ großer Festplatte erforderlich. Nachfolgend sind zwei eingescannte Röntgenbilder abgebildet.



Abbildung 7: Präoperative Beckenübersichtsaufnahme einer Patientin mit Dysplasiecoxarthrose beidseits



Abbildung 8: Postoperative Beckenübersichtsaufnahme einer Patientin nach der Implantation einer Individualprothese rechts

### 2.3 Messverfahren

Die tatsächliche Implantationstiefe der zementfreien CTX-Prothese wurde mit Hilfe der EBRA-FCA vermessen. EBRA-FCA steht für Ein-Bild-Röntgen-Analyse-Femoral component analysis. Ursprünglich wurde EBRA von Dr. Wolfgang Russe und Prof. Dr. Josef Peter Tschupik an der Universität Innsbruck entwickelt. Prof. Dr. Peter Mayrhofer entwickelte EBRA-FCA und ermöglichte außerdem die digitalen Versionen beider

Programme. Die Optimas-Bild-Analyse-Software (Version 6,5 Stemmer Imaging, Purchheim Deutschland) bildet die Basis für beide Varianten (125).

EBRA-FCA ist ursprünglich ein Programm für die Migrationsmessung des Schaftes. Durch einige Modifikationen bei der Anwendung konnte das Programm zur Bestimmung der Implantationstiefe einer Prothese herangezogen werden. Die postoperative Auswertung der Röntgenbilder mit EBRA-FCA erfolgte für jeden Patienten mehrfach und durch mindestens zwei Untersucher. Die Daten des präoperativen Fitting, betreffend der im Rahmen dieser Studie untersuchten CTX-Prothesen, stellte die Firma Orthopedic Services (Mainhausen) in Unkenntnis der postoperativen Implantationsdaten freundlicherweise zur Verfügung.

## 2.4 Messablauf

Unmittelbar nach dem Start von EBRA-FCA muss zunächst das vorher digitalisierte Röntgenbild aufgerufen werden. Anschließend erscheint eine Maske, die die Eingabe der Patientendaten, die Daten der Prothese sowie die des Femurs verlangt.

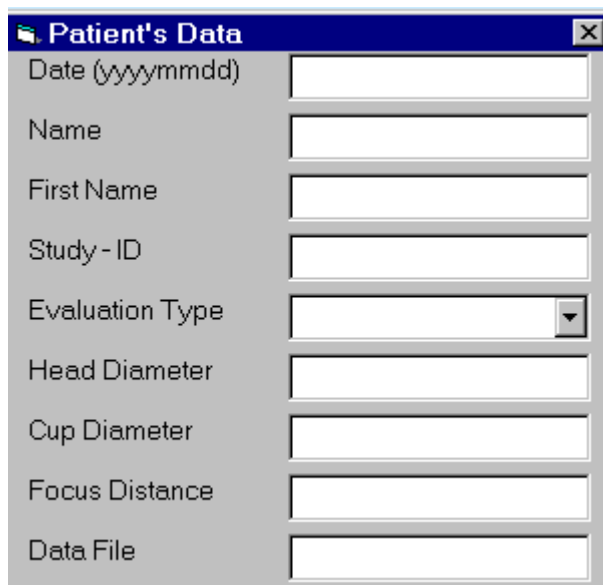


Abbildung 9: Eingabemaske von EBRA-FCA

Nach der Eingabe aller geforderten Daten verlangt das Programm die Markierung bestimmter Referenzpunkte, die man mit der Maus am Röntgenbild ausführen kann.

Dabei muss die Reihenfolge exakt eingehalten werden. Die Abbildung 10 veranschaulicht diese Schritte:

- ◆ Der Kopf muss mit mindestens vier Punkten markiert werden. Mit diesen vier Punkten berechnet das Programm den Kopfradius. Der Durchmesser des verwendeten Hüftkopfes ist bekannt, welches mit dem errechneten Kopfradius verglichen und daraus der Vergrößerungsfaktor errechnet wird. Aus dem Kopfradius wird zusätzlich der Kopfmittelpunkt berechnet (siehe Punkte 1-7 in Abbildung 10)
- ◆ Der Schaft wird ebenfalls mit vier Punkten markiert. Diese Punkte legen die Schaftachse fest (siehe Punkte A-D in Abbildung 10)
- ◆ Am Übergang von der Prothesenschulter zum Prothesenhals wird der Referenzpunkt des Hüftschaftes festgelegt. Dieser ist einer der wichtigsten Punkte für die anschließende Messung (siehe Punkt 19 in Abbildung 10)
- ◆ Für den Trochanter major werden zwei Referenzlinien gelegt. Eine horizontale und eine vertikale Linie, welche zur Berechnung der Trochanter major Spitze benötigt werden (siehe Punkt 8 in Abbildung 10)
- ◆ Der Trochanter minor bekommt ebenfalls zwei Referenzlinien. Die Spitze des Trochanter minor wird durch den Schnittpunkt dieser zwei Tangenten bestimmt (siehe Punkt 12 in Abbildung 10)
- ◆ Die Prothesenspitze wird mit einem Punkt markiert (siehe Punkt 9 in Abbildung 10)
- ◆ Die Grenzen von Prothesenschaft und Femurkortikalis werden mit insgesamt acht Punkten markiert (siehe Punkte 10, 11, 13-18 in Abbildung 10)

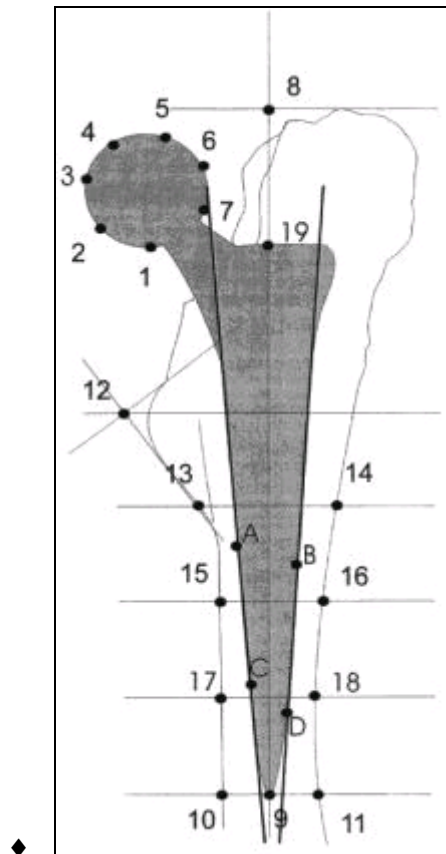


Abbildung 10: Markierungspunkte 1 bis 19 und A bis D, dessen Markierung vom Programm EBRA-FCA verlangt werden (138)

Für unsere Messungen sind drei Punkte von wesentlicher Bedeutung:

- ◆ Referenzpunkt an der Prothesenschulter
- ◆ Spitze des Trochanter major
- ◆ Spitze des Trochanter minor

Nach der Markierung aller erforderlichen Punkte wird das ausgemessene Bild gespeichert. Das markierte und gespeicherte Bild wird im nächsten Schritt erneut aufgerufen. Die Maske mit den Patientendaten erscheint auf dem Bildschirm. Hier muss das Aufnahmedatum verändert werden, weil das Programm einen Mindestabstand von 12 Monaten zwischen den zu vergleichenden Bildern verlangt. Nachdem der Markierungspunkt des Trochanter major auf die Höhe des Referenzpunktes am Prothesenschaft verschoben wird, erfolgt die erneute Speicherung dieses Bildes. Allerdings erhält das Bild eine neue Kennziffer. Das Programm bewertet diese beiden Bilder nun als zwei separate Aufnahmen. Beim Vergleich dieser beiden Versionen erkennt das Programm die Lageveränderung des Markierungspunktes von der TMA-Spitze im ersten Bild zur definierten Stelle an der Prothesenschulter im zweiten Bild.



Diese in Millimetern ausgegebene Strecke ist die tatsächliche Implantationstiefe des Schaftes.

Um die Distanz zwischen dem Referenzpunkt an der Prothesenschulter und der TMi-Spitze festzustellen, muss das zweite Bild aufgerufen werden. Nach der Änderung des Aufnahmedatums wird diesmal der Markierungspunkt von der definierten Stelle an der Prothesenschulter an die TMi-Spitze verlegt. Das Bild wird mit einer neuen Kennziffer abgespeichert. Auch diese Distanz wird in Millimetern ausgegeben und stellt einen weiteren Maßstab für die Implantationstiefe dar.

Anhand von zwei Beispielen soll hier die Vermessung veranschaulicht werden. Die Abbildungen 11a und b stellen die seitens der Prothesenfirma angefertigten Skizzen, die dem Operateur mit den Prothesen zugeschickt werden, dar. Aus den Skizzen ist die erwünschte Implantationstiefe in Relation zu den knöchernen Umgebungsstrukturen ersichtlich. Die erwünschte Implantationstiefe wird durch zwei Strecken (in mm) erfasst, die jeweils den Referenzpunkt am Implantat entweder mit der Spitze des Trochanter major (TMa) oder Trochanter minor (TMi) verbinden. Die Skizze in Abbildung 11a gehört zu einer 44-jährigen Patientin, die auf der rechten Seite eine zementfreie Versorgung mit einem CTX-Individuumschaft und einer sphärischen Pfanne erhalten hat. Die Skizze in Abbildung 11b gehört zu einer 48-jährigen Patienten mit der identischen Versorgung auf der linken Seite. In Abbildung 12a und b wurden die postoperativen Röntgenbilder dieser Patientinnen mit EBRA-FCA vermessen. Die Schaftposition wurde jeweils durch Bestimmung von zwei Distanzen bestimmt. Die Strecke 1 (Abbildung 12a) wird von den Tangenten durch die Spitze des Trochanter major (TMa) und durch den Referenzpunkt an der Prothesenschulter gebildet. Die Strecke 2 (Abbildung 12b) wird von der Mitte des Trochanter minor (TMi) und der Tangente durch den identischen Referenzpunkt am Implantat gebildet.

Für die 44-jährige Patientin beträgt die gemessene Distanz von TMa zum Referenzpunkt an der Prothese 6,10 mm (Abb. 12a). Die präoperativ festgelegte optimale Distanz beträgt 4,5 mm (Abb. 11a). Aus der Differenz der beiden Werte kann entnommen werden, dass die Prothese um 1,6 mm tiefer implantiert wurde als präoperativ geplant.

An dem Röntgenbild der 48-jährigen Patientin wurde die Strecke TMi-Referenzpunkt ausgemessen. Die Differenz aus prä- (49,7 mm) und postoperativer (51,2 mm) Strecke beschreibt den Schaft als 1,5 mm zu tief sitzend.

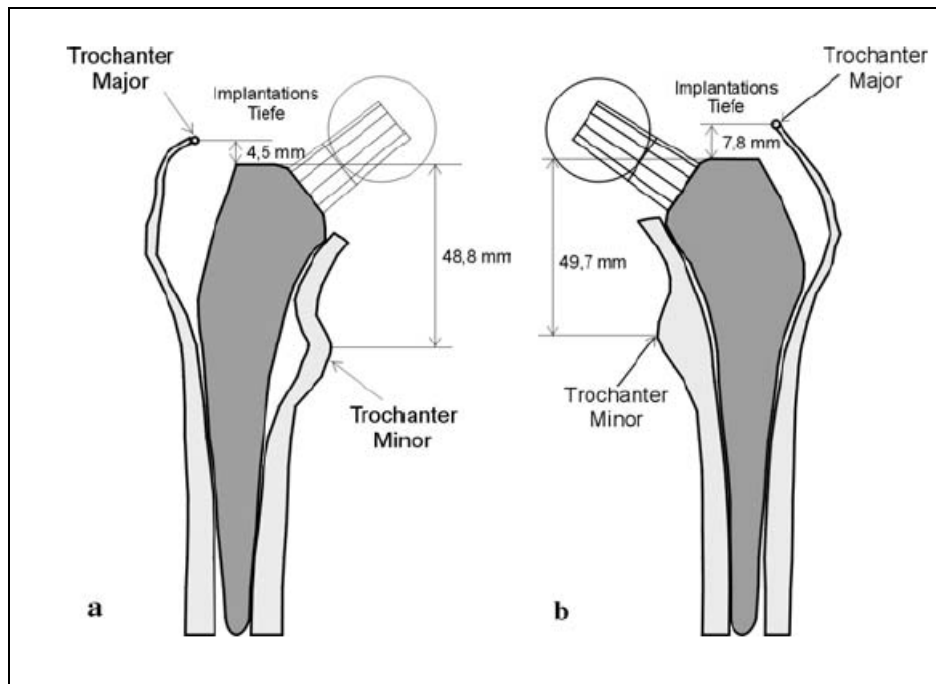


Abbildung 11: Präoperative Skizzen einer 44-jährigen (a) und einer 48-jährigen Patientin (b)



Abbildung 12: Postoperative Röntgenbilder einer 44-jährigen (a) und einer 48-jährigen Patientin (b) mit Vermessungs-Markierungen

### 3 Ergebnisse

Das Patientenkollektiv dieser Studie umfasst 91 Patienten mit insgesamt 107 CTX-Individualendoprothesen. In nur vier Fällen lag eine primäre Coxarthrose vor. Bei den restlichen 102 Fällen war eine sekundäre Coxarthrose die Ursache für eine Hüftprothesenimplantation. Bei einer Patientin war die Ätiologie in den Krankenakten leider nicht ersichtlich.

Die sekundären Coxarthrosen unterteilen sich nochmals wie folgt:

Operationsindikation	Anzahl n=102	%
Dysplasie	85	83,33
Coxitis	4	3,92
Hüftkopfnekrose	4	3,92
Hüftluxation	4	3,92
Epiphyseolysis capitis femoris	3	3,92
Morbus Perthes	2	1,96
Juvenile Chronische Polyarthritis	2	1,96
Rheumatoide Arthritis	1	0,98
Schenkelhalsfraktur	1	0,98

Tabelle 4: Aufteilung der sekundären Coxarthrosen

Zur Ermittlung der postoperativ erreichten Implantationstiefen der Prothesenschäfte wurden zwei unterschiedliche Strecken vermessen:

- ◆ Messstrecke zwischen dem Referenzpunkt an der Prothesenschulter und der Spitze des Trochanter major (TMa). Zur Vereinfachung wird diese Strecke im weiteren Verlauf TMa-Post-OP genannt.
- ◆ Messstrecke zwischen dem Referenzpunkt und der Spitze des Trochanter minor (TMi). Diese Strecke bekommt die Bezeichnung TMi-Post-OP.

Es wurde die Differenz aus geplanter und tatsächlich erreichter Implantationstiefe für jede der 107 CTX-Prothesen errechnet (TMa-Prä-OP minus TMa-Post-OP).

Dadurch dass zwei Strecken vermessen wurden, werden die Ergebnisse gesondert dargestellt.

	Differenz aus TMa-Prä-OP und TMa-Post-OP	Differenz aus TMi-Prä-OP und TMi-Post-OP
Max [mm]	11,22	30,63
Min [mm]	-11,25	-18,77
Mittelwert [mm]	1,29	0,77
Median [mm]	1,68	0,38
Anzahl n	107	107

Tabelle 5: Abweichungen der postoperativ erreichten von den geplanten Implantationstiefen

Die Messungen mit Hilfe des Bezugspunktes TMa ergaben, dass die Implantate am Schaft verglichen mit den präoperativen Werten des Prothesenherstellers durchschnittlich 1,3 mm zu hoch implantiert waren. Der Median liegt hier bei 1,7 mm. Insgesamt 16 Prothesen waren auf den Millimeter genau implantiert. 59 Prothesen waren relativ zur präoperativen Planung zu hoch und 32 zu tief implantiert. Die Toleranzgrenze von  $\pm 2$  mm umfasst alle Prothesen, die als optimal implantiert gelten. Insgesamt 35 Schäfte fallen in diese Kategorie. Die willkürlich festgelegte Toleranzgrenze von  $\pm 5$  mm sagt aus, dass diese Prothesen als erfolgreich implantiert akzeptiert werden. Zu dieser Kategorie zählen insgesamt 76 Prothesen. Die übrigen 31 Prothesen, die sich außerhalb dieser Grenzen von  $\pm 5$  mm befinden, gelten als fehlpositioniert. Alle Ergebnisse werden in der folgenden Abbildung graphisch dargestellt. 0 mm entspricht exakt der präoperativ ermittelten Implantationstiefe. Werte größer als 0 mm beschreiben den zu hohen Sitz und Werte kleiner als 0 mm den zu tiefen Sitz der Prothese in Relation zur präoperativen Planung.

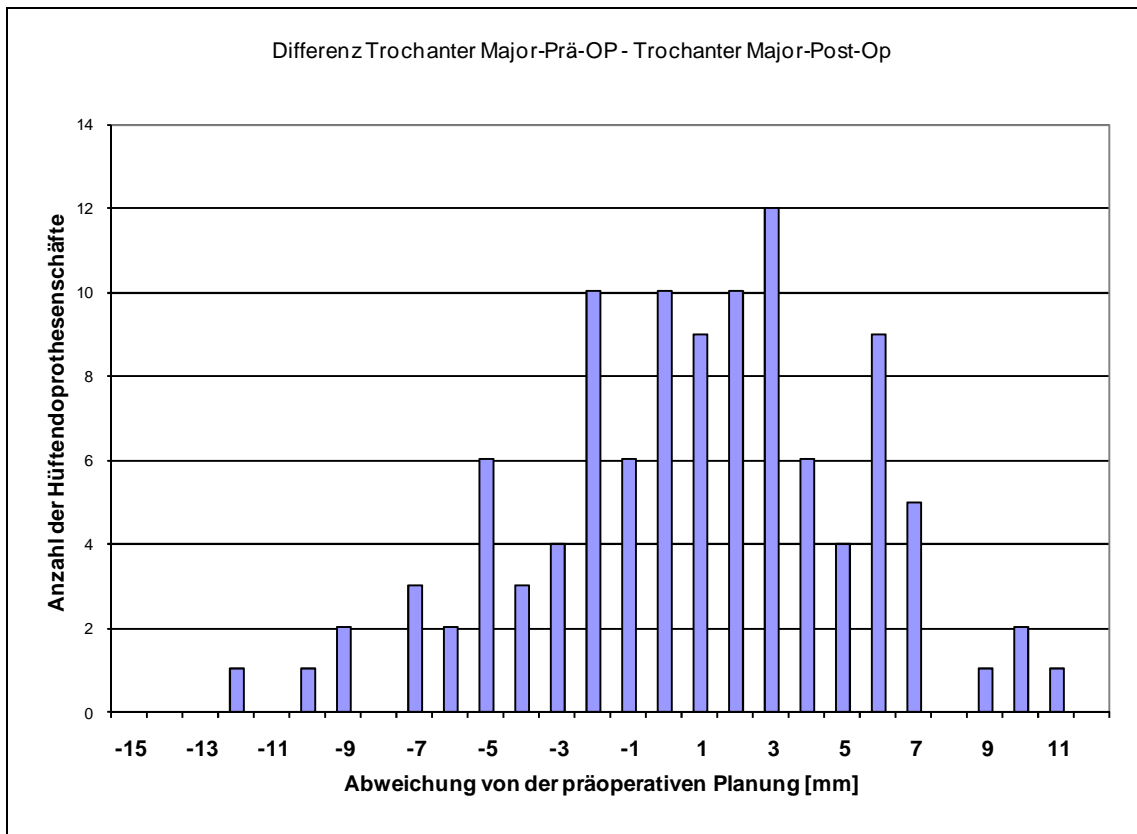


Abbildung 13: Darstellung der Verteilung von 107 Implantatpositionen in Relation zur präoperativen Planung, gemessen mit Hilfe des Bezugspunktes TMa

Unter Verwendung des Bezugspunktes T<sub>Mi</sub> sind im Vergleich zur präoperativen Planung die 107 Hüftschäfte im Mittel 0,6 mm zu hoch implantiert. Der Median beträgt hier 0,2 mm. Auf den Millimeter genau waren insgesamt 19 Prothesen implantiert, 46 Prothesen waren zu hoch und 42 Prothesen zu tief in Relation zur präoperativen Planung. Innerhalb der Toleranzgrenze von  $\pm 2$  mm befinden sich 33 Prothesen, innerhalb von  $\pm 5$  mm sind es 73. Außerhalb dieser Grenzen liegen 34 Prothesen, die als fehlpositioniert eingestuft werden. In der folgenden Grafik sind die Ergebnisse detaillierter dargestellt.

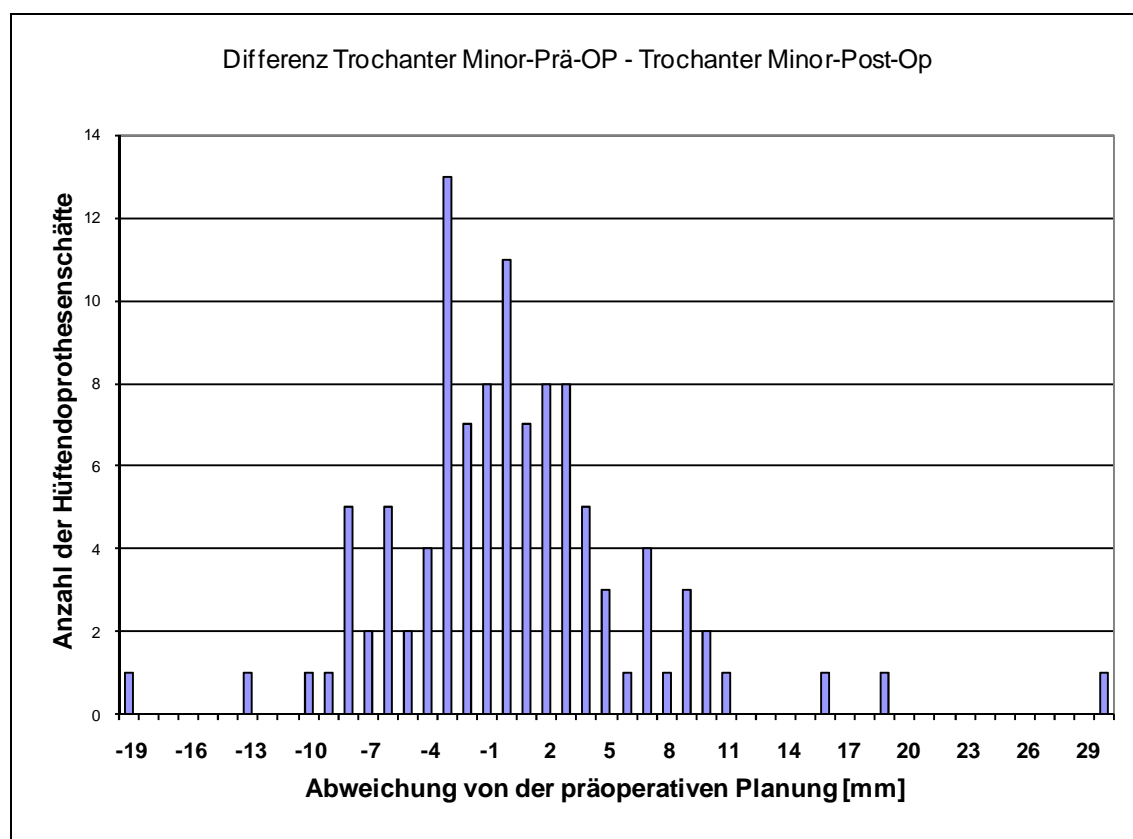


Abbildung 14: Darstellung der Verteilung von 107 Implantatpositionen in Relation zur präoperativen Planung, gemessen mit Hilfe des Bezugspunktes TMi

Für die statistische Auswertung der Ergebnisse wurden drei unterschiedliche Testverfahren angewendet: Spearman-Test, Kruskal-Wallace-Test und Wilcoxon-Mann-Whitney-Test. Mit Hilfe dieser Verfahren konnten die Zusammenhänge zwischen den Abweichungen der Implantationstiefe von den präoperativ errechneten Werten und der unterschiedlichen Einflussgrößen (BMI, Alter zum Op-Zeitpunkt, Antetorsionswinkel) dargestellt werden. Die statistischen Auswertungen wurden mit Hilfe von BIAS. für Windows (Biometrische Analyse von Stichproben) durchgeführt. BIAS. ist ein biometrisches Programmpaket, das an der Goethe-Universität Frankfurt am Main speziell für Mediziner und für Humanwissenschaftler aus dem Umfeld der Medizin, entwickelt wurde.

Der statistischen Auswertung liegen Messdaten zugrunde, die über den Bezugspunkt TMa erhoben wurden. Die Statistik, die über den Bezugspunkt TMi erhoben wurde, wird nicht dargestellt. Beide Statistiken kommen zu derselben Aussage und zeigen hinsichtlich der Signifikanzen denselben Einfluss der Variablen auf die Implantationstiefe des Schaftes.

Wilcoxon-Mann-Whitney-Test		n	Prüfgröße	Median [mm]	Minimum [mm]	Maximum [mm]
Geschlecht	Weiblich	83	$p = 0,4968$	2,14	-8,81	11,22
	Männlich	24		0,72	-11,25	10,32

Tabelle 6: Einflussgröße Geschlecht

Das Geschlecht der Patienten hatte keinen Einfluss auf den Sitz der Hüftprothese ( $p = 0,4968$ ). Von den 91 Patienten sind 70 Frauen und 21 Männer. 13 Frauen und 3 Männer haben beidseitig eine Hüftprothese implantiert bekommen.

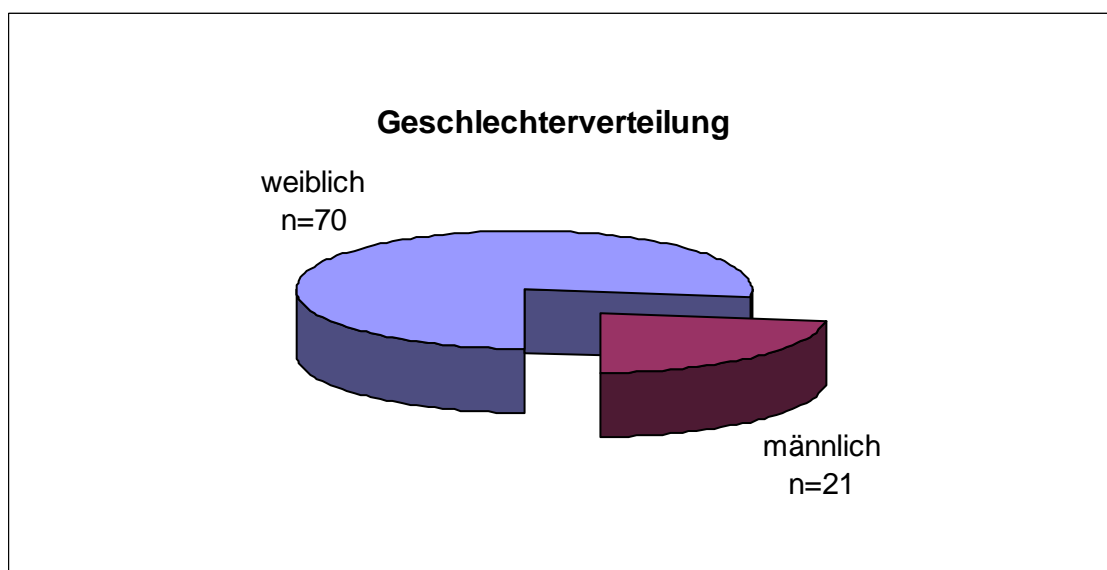


Abbildung 15: Die Geschlechterverteilung des Patientenkollektives

Spearman-Test	n	Prüfgröße (p) Korrelations-Koeffizient (r)
BMI	104	$p = 0,1043$ $r = 0,1601$

Tabelle 7: Einflussgröße Body-Mass-Index

Der Body Mass Index korrelierte nicht mit dem Sitz des Prothesenschaftes ( $p = 0,1043$ ;  $r = 0,1601$ ). Der BMI der Patienten erstreckte sich von 17,51 bis 40,12; der Median betrug 25,13. Somit hatten auch Gewicht und Größe der Patienten keinen Einfluss auf die erfolgreiche Implantation der Hüftprothese. Der schwerste Patient wog 130 kg, die

leichteste Patientin 40 kg. Durchschnittlich wogen die Patienten 69,7 kg. Der Median lag bei 68,5. Der größte Patient war 190 cm, die kleinste Patientin hingegen nur 138 cm groß. Der Median lag bei 163 cm und die Patienten waren durchschnittlich 164,42 cm groß.

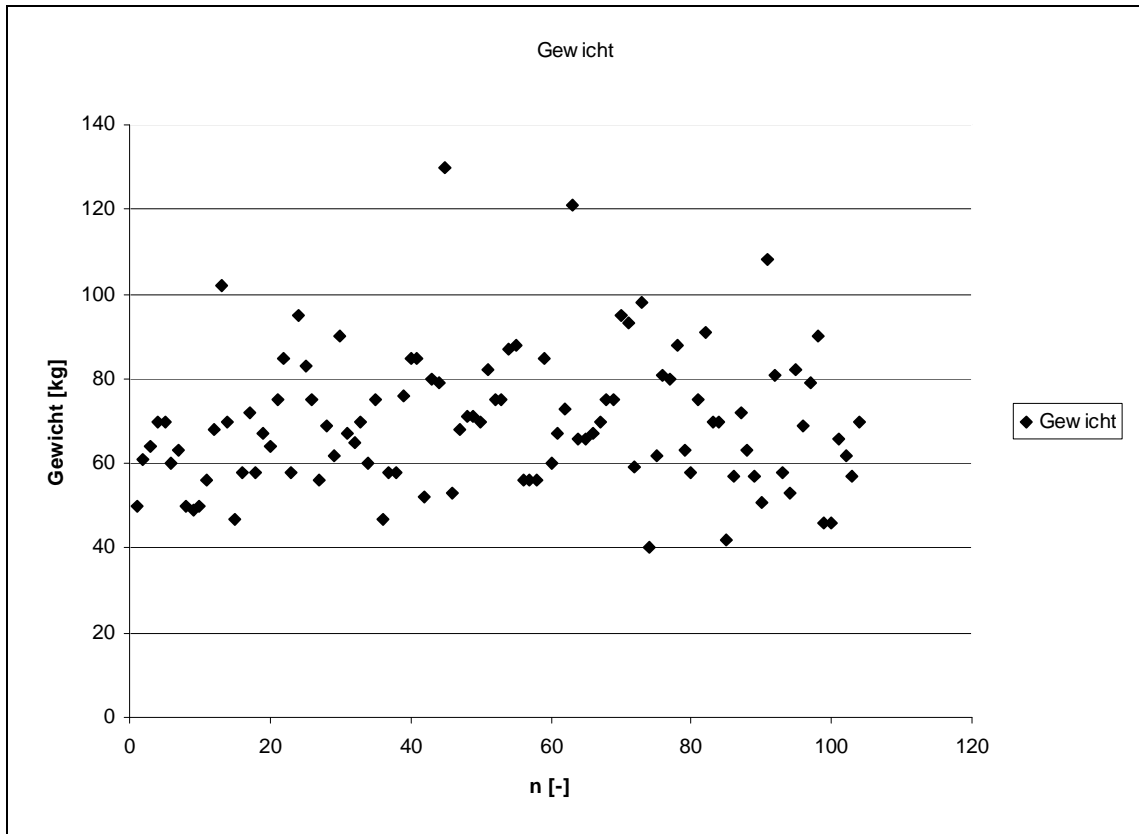


Abbildung 16: Die Gewichtsverteilung des Patientenkollektives



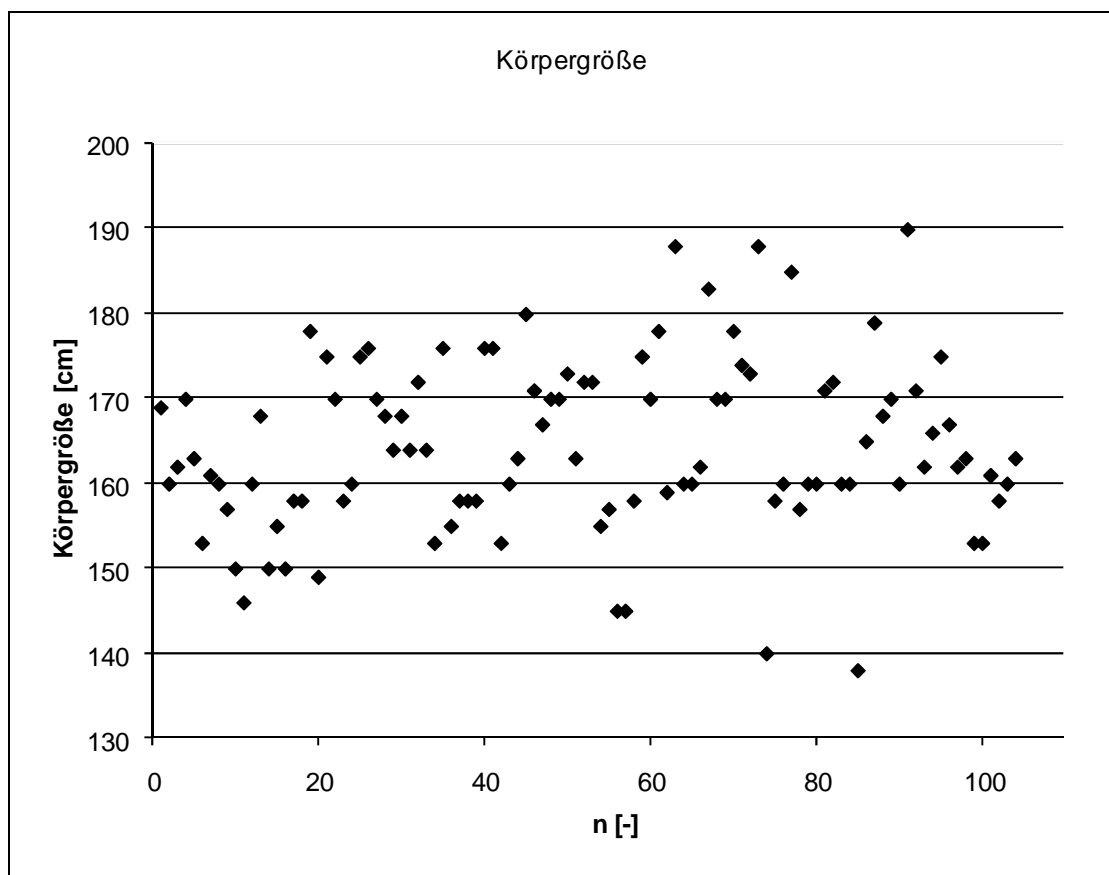


Abbildung 17: Körpergröße des Patientenkollektives

Spearman-Test	n	Prüfgröße (p) Korrelations-Koeffizient (r)
Alter bei OP	106	p = 0,6515 r = -0,0443

Tabelle 8: Einflussgröße Alter

Das Alter des Patienten zum Operations-Zeitpunkt beeinflusste statistisch gesehen nicht den Erfolg der Operation ( $p = 0,6515$ ;  $r = -0,0443$ ). Der jüngste Patient war zum Operationszeitpunkt 19 Jahre alt. Der älteste Patient war 69 Jahre alt. Das Durchschnittsalter betrug 45,42 Jahre und der Median lag bei 46. Von einem Patienten fehlten in der Krankenakte die Angaben zum Alter, weshalb die Gesamtzahl der untersuchten Patienten hier  $n = 106$  beträgt.

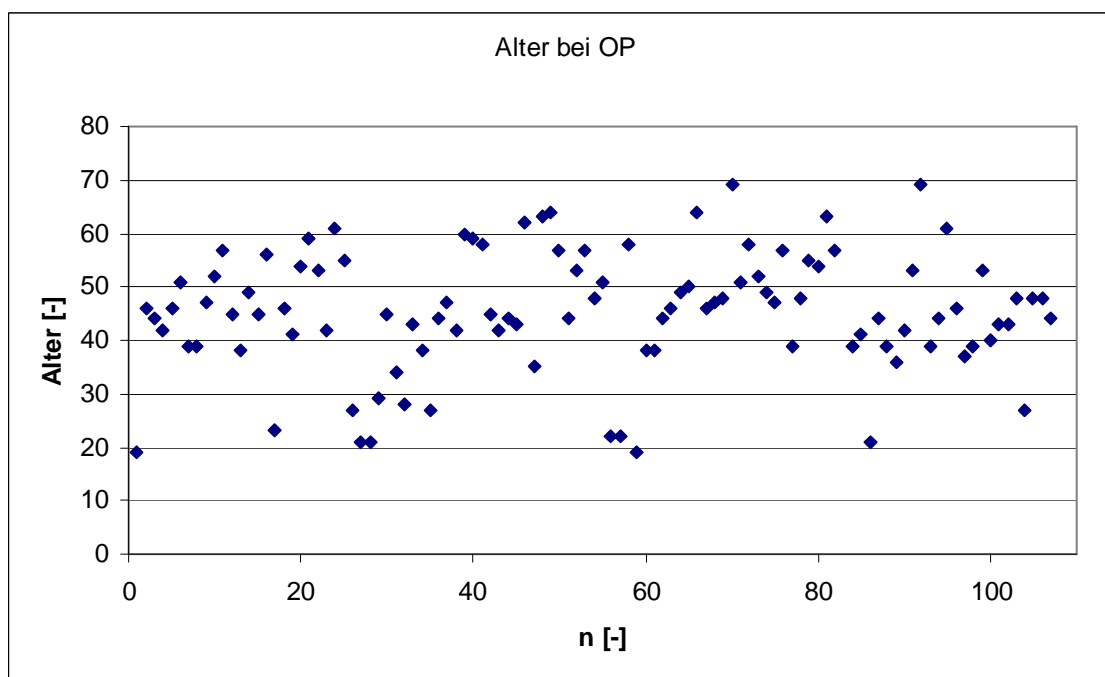


Abbildung 18: Altersverteilung der Patienten zum Zeitpunkt der Operation

Wilcoxon-Mann-Whitney-Test		n	Prüfgröße	Median [mm]	Minimum [mm]	Maximum [mm]
Seite	Rechts	58	$p = 0,6382$	1,16	-9,34	10,33
	Links	49		2,35	-11,25	11,22

Tabelle 9: Einflussgröße Operationsseite

Insgesamt wurden 58 rechte Hüften und 49 linke Hüften mit einer Prothese versorgt. Die Implantationsseite hatte jedoch keinen Einfluss auf den Sitz des Prothesenschaftes ( $p = 0,6382$ ).

Wilcoxon-Mann-Whitney-Test		n	Prüfgröße	Median [mm]	Minimum [mm]	Maximum [mm]
Zugang	Anterolateral	87	$p = 0,0617$	0,97	-11,25	10,33
	Dorsal	20		3,27	-8,05	11,22

Tabelle 10: Einflussgröße Zugangsweg

Es wurden zwei Operationszugänge gewählt. Der anterolaterale Zugang wurde in 87 Operationen eingesetzt, wobei der dorsale Zugang in 20 Fällen zum Einsatz kam. Diese unterschieden sich nicht hinsichtlich des Implantationserfolges ( $p = 0,0617$ ).

Wilcoxon-Mann-Whitney-Test		n	Prüfgröße	Median [mm]	Minimum [mm]	Maximum [mm]
Ätiologie P/S	Primär	4	p = 0,3292	-0,01	-8,81	3,39
	Sekundär	102		1,74	-11,25	11,22
Ätiologie D/R	Dysplasie	85	p = 0,0072	2,40	-8,05	11,22
	Rest	21		-1,40	-11,25	10,32

Tabelle 11: Einflussgröße Ätiologie

Die vier primären Koxarthrosen wurden den 102 sekundären Koxarthrosen statistisch gegenübergestellt, doch diese zeigten keinen signifikanten Einfluss auf den Prothesensitz ( $p = 0,3292$ ). Bei einem Patienten war die Ätiologie aus den Krankenakten nicht ersichtlich. Dadurch dass die Gruppen zahlenmäßig zu stark auseinander liegen, ist hier eine Bewertung nur beschränkt durchführbar. Anders sieht es aus, wenn die sekundären Koxarthrosen näher betrachtet werden. Bei 85 Patienten lagen ihrem Hüftleiden eine Dysplasie zugrunde. Ein statistischer Vergleich der 85 Dysplasie-Hüften mit den 21 restlichen Hüften unterschiedlicher Ätiologie ergibt den Wert  $p = 0,0072$  hinsichtlich des postoperativen Prothesensitzes. Betrachtet man hierbei die Medianwerte dieser beiden Gruppen, dann fällt auf, dass die Prothesen in Dysplasie-Hüften im Vergleich zu dem übrigen Kollektiv höher implantiert waren. Der Median bei Dysplasie-Hüften beträgt 2,4 mm, bei den restlichen -1,4 mm.

Spearman-Test	n	Prüfgröße (p) Korrelations-Koeffizient (r)
AT-Winkel	107	p = 0,9851 r = 0,0018

Tabelle 12: Einflussgröße Antetorsionswinkel

Der postoperative Sitz der Hüftprothese korrelierte nicht mit dem präoperativ gemessenen Antetorsionswinkel des coxalen Femur ( $p = 0,9851$ ;  $r = 0,0018$ ). Das Minimum lag bei  $-43,58^\circ$ , das Maximum betrug  $89,77^\circ$  und der Median lag bei  $37,39^\circ$ .

Wilcoxon-Mann-Whitney-Test		n	Prüfgröße	Median [mm]	Minimum [mm]	Maximum [mm]
AT-Winkel $><25^\circ$	$> 25^\circ$	73	$p = 0,9389$	1,68	-11,25	11,22
	$< 25^\circ$	34		1,66	-8,81	10,32

Tabelle 13: Einflussgröße Antetorsionswinkel größer/kleiner  $25^\circ$ 

Die Gruppe der Femora mit Antetorsionswinkeln kleiner  $25^\circ$  ( $n=34$ ) unterschied sich nicht signifikant hinsichtlich von der Gruppe der Femora mit Antetorsionswinkeln größer  $25^\circ$  ( $n=73$ ) hinsichtlich des postoperativen Prothesensitzes.

Wilcoxon-Mann-Whitney-Test		n	Prüfgröße	Median [mm]	Minimum [mm]	Maximum [mm]
Umstellung	Ja	38	$p = 0,2329$	2,48	-11,25	11,22
	Nein	68		1,11	-8,81	9,58

Tabelle 14: Einflussgröße Voroperation

Von 107 Patienten hatten 38 vor der Hüftprothesenoperation eine Umstellungsoperation am coxalen Femur erhalten. Es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede im Vergleich der voroperierten Femora mit den nicht voroperierten Femora hinsichtlich der Implantationstiefe des Prothesenschaftes ( $p = 0,2329$ ).

Wilcoxon-Mann-Whitney-Test		n	Prüfgröße	Median [mm]	Minimum [mm]	Maximum [mm]
Fraktur	Ja	5	$p = 0,7911$	1,87	-5,84	5,51
	Nein	102		1,65	-11,25	11,22

Tabelle 15: Einflussgröße intraoperative Fraktur

In fünf Fällen traten intraoperativ Frakturen oder Fissuren auf. Diese fünf Fälle mit periprotehtischer Fraktur waren im Vergleich mit den restlichen 102 nicht signifikant tiefer implantiert ( $p = 0,7911$ ).

Kruskal-Wallace-Test		n	Prüfgröße	Median [mm]	Minimum [mm]	Maximum [mm]
Operator	1	28	p = 0,0212	3,05	-9,34	7,61
	2	29		0,94	-8,05	10,33
	3	15		-1,81	-11,25	10,32
	4	11		1,68	-3,27	6,28
	7	10		3,61	1,53	11,22

Tabelle 16: Einflussgröße Operator

Beim Vergleich der fünf Operateure, die bei der Implantation zahlenmäßig vorne lagen, zeigten sich signifikante Unterschiede hinsichtlich der Implantationstiefe des Hüftprothesenschaftes ( $p = 0,0212$ ).

## 4 Diskussion

EBRA (EinzelBildRöntgenAnalyse) ist ein Verfahren zur Detektion und Quantifizierung der Wanderung von Hüftgelenksendoprothesen und wurde in der Vergangenheit primär zur Messung der Pfannennwanderung nach HTEP eingesetzt (125,126). EBRA-FCA (EBRA-Femoral Component Analysis) ist in der Lage, die Wanderung des Schaftes zu erfassen (138,139). An einem beliebigen Computer ist mit dieser speziellen Software die Möglichkeit gegeben, das Migrationsverhalten eines implantierten Schaftes zu vermessen. Zusätzlich wird ein Scanner benötigt, um die Röntgenbilder zu digitalisieren. Der technische Aufwand ist somit sehr gering. Die Bedienung des Programms ist schnell zu erlernen. Es werden verschiedene, streng definierte Referenzpunkte, die um den Hüftkopf und den implantierten Schaft angelegt werden, miteinander abgeglichen. Die Migration wird anhand der durch den Anwender festgelegten Linien und Messpunkte ermittelt, dabei dient der Abstand zwischen dem Trochanter major und der Schulter der Prothese als Referenzlinie. Die Daten werden in einem Grafikprogramm ausgewertet und dargestellt. Für die Vermessung einer Bildserie einer Prothese sollte man etwa mit 20 Minuten rechnen (139).

Bei der Frage nach der Messgenauigkeit von EBRA-FCA wird ein Bereich von  $\pm 1$  mm angegeben. Rainer Biedermann erläutert hierzu in seiner Dissertation zwei Untersuchungen zur Beurteilung der Genauigkeit dieses Verfahrens. Die Analyse A befasst sich mit der maximalen Positivwanderung als Qualitätsmerkmal. Die Positivwanderung bei verschiedenen Messreihen betrug im Mittel 0,44 bis 0,65 mm. Bei der Referenzstrecke Trochanter major-Prothesenschulter lagen 95% der Kurven mit Positivwanderung innerhalb von 0,9 mm bei einem Mittelwert von 0,24 mm (140). Die Analyse B befasst sich mit der scheinbaren Migration in Serie ohne reale Migration. Hierbei wurden Bilder einer Serie anhand des Kurvenverlaufs miteinander verglichen und die Differenz wurde beurteilt. Die Unterschiede wurden ihrer Größe entsprechend gewertet. Die Rohdaten waren von -1,1 bis +0,8 mm gestreut (140). Diese Zahlen führten zum Entschluss, dass ein Fehlerbereich der Ergebnisse von 1 mm als glaubwürdig angesehen werden konnte. Biedermann gibt weiterhin die Spezifität der Methode zum Entdecken von echter Migration von mehr als einem Millimeter mit 100% an. Der positive Vorhersagewert zur Entdeckung von mehr als einem Millimeter Migration liegt laut Biedermann bei 100%. Die Genauigkeit von EBRA-FCA erlaubt es, die Stabilität von Prothesen nachzuweisen. Daraus kann man schlussfolgern, dass EBRA-FCA in der Lage ist, signifikante Migration aufzuzeigen (140).

In dieser Studie machte man sich die hohe Präzision des EBRA-FCA-Systems in der Messung auch kleinster Distanzen im Röntgenbild zu Nutze. Es wurden indirekt Distanzen in ein und demselben Röntgenbild ausgemessen. Dabei waren die Messabläufe identisch zur Migrationsmessung. Die Frage, ob die tatsächliche Schaftposition dem präoperativ festgelegtem Wert entspricht und in wie weit sie von diesem Wert abweicht, wurde unter Zuhilfenahme von EBRA-FCA beantwortet.

EBRA-FCA weist nur eine geringfügig niedrigere Präzision als die wesentlich aufwendigere RSA (Roentgen Stereophotogrammetric Analysis) auf <sup>(141)</sup>. Die RSA-Methode nach Selvik <sup>(127)</sup> stellt das genaueste Verfahren zur Migrationsmessung bei Hüftendoprothesen dar. Der Messfehler liegt in einer Größenordnung von 0,2 mm. Im Vergleich mit RSA hatte EBRA-FCA eine Spezifität von 100% und Sensitivität von 78% für die Erfassung einer Implantatpositionsänderung von mehr als 1 mm <sup>(138)</sup>.

Die hier vorliegende Studie ist eine retrospektive Untersuchung von 107 implantierten CTX-Individualendoprothesen hinsichtlich ihrer Schaftposition im koxalen Femur. Die CTX-Individualprothese wird seit 1992 implantiert. Im Jahre 1998 folgte die Entwicklung der Standardkomponenten und der Software zur virtuellen Prothesenimplantation. Die virtuelle Prothesenimplantation nach dem Fitprogramm ist der zentrale Bestandteil der Planung eines individuellen CTX-Hüftendoprothesenschaftes <sup>(123)</sup>. Das Ergebnis der virtuellen Implantation wird im Bild dargestellt. Standardkomponenten sind nicht in der Lage, einen Großteil der Formvarianten und Gelenkgeometrien zu versorgen. Erst wenn das Fitprogramm unter Betrachtung des intramedullären Passsitzes, der Rotationsstabilität oder der Rekonstruktion der Gelenkgeometrie, die Verwendung der Standardkomponenten nicht zulässt, wird auf die Individualendoprothese zurück gegriffen. Mit Hilfe einer computerunterstützten 3D-Operationssimulation wird die Entscheidung zur Implantation einer kostenintensiven Individualendoprothese in objektiver Weise gefällt. Hierbei ist natürlich die Nutzung von 3D-Daten besonders zu erwähnen. Die Ungenauigkeit der 3D-Rekonstruktion eines Femurkanals wird von Rubin et al. mit 0,8 +/- 0,7 mm angegeben <sup>(142)</sup>. Seit 1998 erfolgt die Prothesenauswahl ausschließlich auf der Basis von 3D-Daten. Die längste und umfangreichste Erfahrung in der Nutzung von 3D-Daten konnte in der Herstellung von Individualprothesen gesammelt werden <sup>(123)</sup>. Die Verwirklichung einer optimalen Gelenkgeometrie ist der größte Vorteil der 3D-Planung. Die Position der künstlichen Gelenkkugel ist schließlich verantwortlich für die Kräfte, die auf die Prothese und den Knochen wirken sowie für das Bewegungsausmaß

bzw. dessen Grenzen. Zustände kommen diese Grenzen durch die Anstoßphänomene des Konus am Inlay der Pfanne und können zum Polyethylen-Abrieb führen <sup>(123)</sup>.

Eine solche präoperative Positionsplanung des CTX-Hüftendoprothesenschaftes erscheint nur dann erfolgversprechend, wenn diese intraoperativ erfolgreich umgesetzt werden kann. Die im Rahmen dieser Studie untersuchten Prothesenschafts waren zu 71% korrekt implantiert, d.h. mit der präoperativen Planung auf den Millimeter identisch oder um bis zu maximal 5 mm von dieser abweichend. 29% der implantierten Hüftschafts waren fehlpозиtioniert, d.h. außerhalb der Toleranzgrenze von  $\pm 5$  mm zur präoperativen Computerplanung. In absoluten Zahlen waren 59 Hüftschafts relativ zur präoperativen Planung zu hoch, 16 auf den Millimeter genau und 32 zu tief implantiert. Zu berücksichtigen ist bei der Bewertung dieser Ergebnisse, dass es sich um ein über acht Jahre gesammeltes Kollektiv von 107 selektierten Femora handelt, wo im Vorfeld befunden worden war, dass aufgrund der besonderen femoralen Anatomie eine zementfreie Standardschaftversorgung nicht möglich oder zumindest nicht die erste Wahl sei.

Gegenüber den unzementierten Standardprothesen weisen die individuell angefertigten Prothesen den Vorteil auf, dass sie in der Lage sind zusätzlich eine Korrektur von Beinlänge, Offset und Antetorsion zu erzielen <sup>(143)</sup>. Starker hat während der Entwicklungsphase der CTX-Prothese mehrere Standardsysteme getestet und allesamt bemängelt, insbesondere bezüglich Beinlänge, Offset und Antetorsion <sup>(123)</sup>. Diese Tatsache führte letztendlich zur Entwicklung der CTX-Prothese. Im Falle einer pathologischen Antetorsion kann die Femurmetaphyse extrem verdreht sein, wodurch das Einbringen einer Standardprothese nicht realisierbar wäre. Nur mit einer individuell hergestellten Prothese kann dieser Aspekt berücksichtigt und korrigiert werden. Ziel der CTX-Prothese ist es die Frühlockerungsergebnisse bei Problemfällen zu senken. Das Frühziel der dauerhaften Fixation bei jungen Dysplasiecoxarthrose-Patienten und der frühen biomechanischen Integration konnten laut Frühergebnisse mit der CTX-Prothese erreicht werden. Laut Starker sollte die Individualprothese auf CT-Basis keinesfalls im Routinefall eingesetzt werden. Diese sollte für schwierige Formanomalien reserviert sein <sup>(144)</sup>. Die Versorgung von Dysplasiepatienten mit Standardprothesen scheint schwierig und selten zu sein, denn in der Literatur finden sich diesbezüglich sehr selten klinische Studien. In der Literatur finden sich leider auch keine Langzeitstudien über Implantattragezeiten von über 25 Jahren für die CTX-Prothese. Aldinger ist jedoch zuversichtlich, dass die Computerunterstützte Prothesenplanung eine erfolgreiche Alternative zur zementierten Verankerung bietet <sup>(145)</sup>. Die Zementierten Implantate



stellen ein Maßstab für die zementfreien Prothesen dar. Ein klinischer und radiologischer Vergleich für jede zementfreie Neuentwicklung mit zementierten Modellen ist unabdingbar. Diese weisen nämlich gute bis sehr gute früh- und mittelfristige Ergebnisse auf, wobei die Zementproblematik nicht außer Acht gelassen werden darf. Im Gegensatz dazu sind die Ergebnisse für die zementfreien Prothesen nicht so günstig. Hierbei setzen die Befürworter der zementfreien Verankerung auf die sehr stabile Verankerung und hoffen, dass diese Technik sich in Zukunft durchsetzen wird. In der Literatur finden sich Bewertungen zementfrei implantierter Prothesen, aber wie bereits erwähnt sind diese sehr selten über Individualprothesen. McLaughlin untersuchte junge und aktive Patienten mit unzementierten Hüftprothesen. Die Prothesen verzeichneten nach zehn Jahren eine hervorragende Fixation und minimale Lyse <sup>(146)</sup>. Nach Porsch legten Patienten mit einer angeborenen Hüftdysplasie große Lockerungsraten nach 10-jähriger zementfreier Versorgung dar. Seiner Meinung nach sollte eine Versorgung mit einem künstlichen Hüftgelenkersatz bei diesen Patienten erst nach Ausschöpfung jeglicher Therapiemöglichkeiten erfolgen <sup>(147)</sup>.

Die Oberflächenbeschaffenheit ist wie bereits beschrieben von großer Bedeutung für zementfreie Implantate. Die CTX-Prothese ist proximal mit Hydroxylapatit beschichtet, wobei die Spitze ausgespart wird. Geesink et al. zeigten in einer 6-Jahres-Studie, dass Prothesen mit einer Hydroxylapatitbeschichtung eine langlebige Implantatfestigkeit und frühe Schmerzerleichterung unterstützen können <sup>(148)</sup>. Dass Prothesen ohne Beschichtung für die zementfreie Implantation nicht geeignet sind, konnten Kitamura et al. mit ihrer Studie belegen <sup>(149)</sup>. Die individuell hergestellten Prothesen weisen laut der Untersuchung von Hua et al. eine natürlichere Spannungsverteilung auf als sämtliche andere Modelle <sup>(150)</sup>. Ein optimaler Kraftfluss von proximal nach distal ist bei der CTX-Prothese gegeben. Dadurch dass sich der Schaft nach distal hin verjüngt, wird eine distale Verklemmung bewusst verhindert. Einen optimalen Sitz erreicht man durch die individuell-anatomische Gestaltung, was wiederum zu einer physiologischen Belastung des Femur und zu einer mechanischen Stabilität der Prothese führt.

Weiteres Anliegen der Studie war, ob Abweichungen der Schaftposition von der Planung vorhersagbar seien, also durch Patientengewicht, den operativen Zugangsweg oder die durch hohe Antetorsionswinkel oder Voroperationen geprägte Markraumanatomie regelmäßig beeinflusst wird. Unter Zusammenschau aller Befunde lies sich aus den untersuchten Patienten- und Operationsspezifischen Zielgrößen kein Faktor ermitteln, der vorhersagbar die Schaftposition im Femur beeinflusste.

Zwar wurden signifikante Unterschiede bei der Gegenüberstellung der Dysplasien zu der Gruppe der verbleibenden Coxarthrosen festgestellt. Diese Signifikanz paarte sich aber nicht mit signifikanten Unterschieden bei Gegenüberstellung der Gruppen hohen und niedrigen Antetorsionswinkels. Wären CTX-Schäfte in Femora mit hohen Antetorsionswinkeln signifikant weniger tief als bei niedrigeren AT-Winkeln implantiert worden, so hätten, die statistisch gefundenen signifikanten Unterschiede bei den Dysplasie-/Nicht Dysplasiegruppen eine Bestätigung gefunden.

Auch die statistisch signifikanten Unterschiede der Schaftposition in Bezug auf den Operateur ließen sich durch signifikante Unterschiede anderer Zielgrößen nicht in größerem Kontext bestätigen. Denn die zwischen zwei Operateuren gefundenen signifikanten Unterschiede waren gleichfalls damit vergesellschaftet, dass diese unterschiedliche Zugangswege benutzen. Für den Operationszugang wiederum fanden sich keine signifikanten Unterschiede.

Notwendig ist die Betrachtung jener Prothesenschäfte, die deutlich von der präoperativen Planung abweichen. Außerhalb des Streubereiches von 5 mm lagen 31 vermessene Hüftschäfte. Die Analyse jedes einzelnen Bildes zeigte, dass die Gesamtheit dieser Prothesen drei Gruppen zuzuordnen waren:

In neun Fällen schien der Prothesensitz radiologisch völlig korrekt und es fand sich keine Erklärung für die Divergenz zwischen präoperativer Streckenplanung und postoperativer Messung. Für diese Fälle könnte die Erklärung die präoperativ schlechte Abbildung der Bezugspunkte TMa und TMi auf dem CT sein, etwa weil diese Punkte zwischen zwei benachbarten CT-Schnitten zu liegen kamen.

In sechs Fällen waren aufgrund der Belichtung der postoperativen Röntgenbilder oder einer durch die Operation veränderten Anatomie der femoralen Bezugsmessungspunkte die postoperative Messung ungenau.

Lehrreich ist die dritte Gruppe von 16 Endoprothesenschäften, wo die Abweichung von prä- und postoperativer Messung offensichtlich auf einen unkorrekten Prothesensitz zurückzuführen war.

In acht dieser Fälle war die Prothese zu tief implantiert.

Sieben dieser acht Prothesenschäfte hatten entweder gar keine oder eine nur angedeutet ausgebildete laterale Prothesenschulter.

In den acht Fällen einer zu hoch sitzenden Prothese schien die Ursache eine Varusstellung in einem extrem dünnen Markraum (n=1), eine Valgusstellung (n=1),

eine übermäßig ausgeprägte laterale Prothesenschulter (n=1), ein in Relation zum Markraum zu dicker diaphysärer Prothesenschaft (n=1), ein extrem enger Markraum (n=2) zu sein. In zwei Fällen schien zwischen der lateralen Schulter der einliegenden Prothese und der lateralen Femurkortikalis ausreichend Platz vorhanden, was zumindest im zweidimensionalen postoperativen Bild den Anschein gibt, dass ein tieferes Einbringen der Prothese zum Operationszeitpunkt möglich gewesen wäre.

Die präoperative Planung der Implantatposition wurde in einem hohen Prozentsatz der untersuchten Hüftprothesenschäfte umgesetzt. Extrahiert man die durch die Operationstechnik bedingt zu hoch sitzenden Schäfte, durch den Prothesendesign zu tief sitzenden Schäfte und ebenso jene Schäfte mit unzureichend postoperativ abgebildeten Bezugspunkten und daraus resultierendem Messfehler, so lag die Genauigkeit der Planung bei 92%.

Unter Berücksichtigung des endoprothetisch schwierig zu versorgenden Kollektivs wird es als Erfolg angesehen, dass die Abweichung maximal 1,1 cm und der Mittelwert der Abweichung 0,1 cm betrug. Eine zementfreie Versorgung von Femora mit abnormer Markraumanatomie gemäß präoperativen Planungsvorgaben scheint mit der CTX-Individualprothese möglich. EBRA-FCA war in der modifizierten Anwendung geeignet, die Position des Implantates im Femur zu vermessen.

## 5 Zusammenfassung

### 5.1 Deutsch

Das Ziel dieser vorliegenden Studie war, innerhalb eines mit Individualschäften versorgten Hüfttotalendoprothesen-Kollektivs den Anteil korrekt implantierter ebenso wie fehlpositionierter Hüftschäfte festzustellen, Planungsabweichungen zu quantifizieren und mögliche Zusammenhänge von Schaftposition und Patientenmerkmalen zu untersuchen.

EBRA (EinBildRöntgenAnalyse) ist ein Computerprogramm zur Messung der Migration von Endoprothesenkomponenten. Ursprünglich wurde es zur Migrationsmessung der Hüftpfanne eingesetzt. Um die Migration des Prothesenschaftes ausmessen zu können, benötigt man die spezielle FCA (femoral component analysis) Software. EBRA-FCA benötigt digitale Röntgenserien, deren einzelne Bilder von dem Programm auf ihre Vergleichbarkeit hin überprüft werden und nur vergleichbare Bilder der Serie werden zur Messung herangezogen. Zwischen einem festgelegten Referenzpunkt am Trochanter major und der Prothesenschulter wird die Migration gemessen. Die Genauigkeit der Methode wird in der Literatur mit  $\pm 1$  mm angegeben (138).

In dieser Studie machte man sich die hohe Präzision des EBRA-FCA-Systems in der Messung auch kleinster Distanzen im Röntgenbild zu nutze. Es wurden indirekt Distanzen in ein und demselben Röntgenbild ausgemessen. Dabei waren die Messabläufe identisch zur Migrationsmessung. Folglich wurde EBRA-FCA angewendet, um die Frage nach dem korrekten, der Planung entsprechenden Sitz des Hüftschaftes zu beantworten.

Die CTX-Individualendoprothese (Orthopedic Services, Mainhausen, Deutschland) wird seit 1992 implantiert. Bei Patienten mit ausgeprägter Dysplasiecoxarthrose oder mit Besonderheiten am proximalen Femur, die eventuell nach Umstellungsosteotomien auftreten können, wird die Indikation zur Individualendoprothese gestellt.

Das Kollektiv der hier vorliegenden Studie umfasst insgesamt 91 Patienten mit 107 Hüfttotalendoprothesen, wobei es sich bei allen Fällen um zementfreie CTX-Individualprothesen handelt. Sämtliche Prothesen wurden zwischen 1995 und 2003 an der orthopädischen Universitätsklinik in Frankfurt am Main durch unterschiedliche Operateure eingesetzt. Krankenblätter, Operationsberichte, prä- und postoperativ gefertigte Röntgenbilder mit einem einheitlichen Film Fokus-Abstand lagen in allen Fällen für die Untersuchung vor. Die Daten der präoperativen Planung wurden von der

die individuelle CTX-Prothese herstellenden Firma in Unkenntnis der postoperativen Implantationsdaten geliefert. Die postoperative Auswertung der Röntgenbilder mit EBRA erfolgte hierbei für jeden Patienten mehrfach und durch mindestens zwei Untersucher.

Die statistische Auswertung der Abweichungen der Implantationstiefen in Abhängigkeit von unterschiedlichen Einflussgrößen (Antetorsionswinkel, Operationszugang, zurückliegende Femurosteotomie) erfolgte mit den Wilcoxon Mann Whitney-, Kruskal Wallace- oder Spearman-Tests .

59 Hüftschäfte waren relativ zur präoperativen Planung zu hoch, 16 auf den Millimeter genau und 32 zu tief implantiert. Tatsächlich waren 71% der in die Femora implantierten Hüftschäfte korrekt, d.h. mit der präoperativen Planung auf den Millimeter identisch oder um bis zu maximal 5 mm von dieser abweichend implantiert. 29% der implantierten Hüftschäfte waren fehlpositioniert, d.h. außerhalb der Toleranzgrenze von  $\pm 5$  mm zur präoperativen Computerplanung. Ein prädiktiver Wert für die zu erwartende Position des CTX-Hüftschafte wurde in keiner der untersuchten Zielgrößen wie Body Mass Index, Voroperation am koxalen Femur, Zugangsweg oder unphysiologischem Antetorsionswinkel gefunden.

Unter Berücksichtigung des endoprothetisch schwierig zu versorgenden Kollektivs wird es als Erfolg angesehen, dass die Abweichung maximal 1,1 cm und der Mittelwert der Abweichung 0,1 cm betrug. Eine zementfreie Versorgung von Femora mit abnormer Markraumanatomie gemäß präoperativen Planungsvorgaben scheint mit der CTX-Individualprothese möglich. EBRA-FCA war in der modifizierten Anwendung geeignet, die Position des Implantates im Femur zu vermessen.

## 5.2 Englisch

The Aim of this study was to assess the ratio of correct and malpositioned stems in a THR population with custom-made stems. Furthermore, any relation of the extent of deviation from the exact stem position and defined patient variables was evaluated.

EBRA (EinBildRöntgenAnalyse) is a software to measure the migration of endoprosthesis components after total hip replacement. It was primarily developed to measure the migration of the acetabular cup. For the measurement of the femoral component special FCA-software is necessary. The EBRA-FCA method is based on the exclusion of radiographs which do not meet set standards for comparability. Measurements are made only between comparable pairs of films and the final results are calculated from the migration trends shown by these pairs. The migration will be measured between a point on the greater trochanter and another point on the shoulder of the stem. The accuracy of this method is  $\pm 1$  mm (138).

In this study the high precision of the EBRA-FCA method to measure the lowest distances in radiographs was used. The distances in one and only radiographs were determined. The procedure was the same as the measurement of migration. Finally EBRA-FCA was used to answer the question about the right position of the stem compared with the preoperative planning.

The CTX-individual hip stem (Orthopedic Services, Mainhausen, Germany) is implanted since 1992. This stem is specially made for patients with marked dysplasia hip or characteristic situations at the femur, perhaps after previous femoral osteotomy. The cohort of this study contains 91 patients with totally 107 CTX-individual hip stems. All hip stems were implanted by different operators between 1995 to 2003 in the orthopedic university hospital in Frankfurt am Main. Patients documents, operation reports, pre- and postoperative radiographs with same defined standards were given for all patients. The dates of the preoperative planning were taken from the firma producing the CTX-individual hip stem. The postoperative analysis of the radiographs were done with the help of EBRA for all patients several times and by minimum two person. The statistical analysis for the deviation of implant position depending from different influences (abnormal anteversion angle, body mass index, previous femoral osteotomy, surgical approach) were done with the Wilcoxon Mann Whitney-, Kruskal Wallace- or Spearmann-Tests.

Compared to preoperative planning 59 hip stems were placed too high, while 16 were placed exactly to within one millimeter and 32 were positioned too low. In 71% the intraoperative stem position did match the preoperative CTX-implant fitting into virtual patient femora. 29% of implanted stems were malpositioned, meaning deviations were greater  $\pm 5$  mm to preoperative computer planning. None of the examined variables such as body mass index, previous femoral osteotomy, surgical approach, abnormal anteversion angle served as a predictive value for CTX-stem position in this cohort.

Under the aspect that this cohort obtained patients with difficult femur situations for implanting endoprosthesis, it is seen as a success that the maximum deviation was 1,1 cm and the average of the deviation only 0,1 cm. It seems to be possible to supply patients with abnormally femur situation with the cementless CTX-stem according to preoperative planning. The modified version of EBRA-FCA was able to determine the implant-position of the stem in the femur.

---

## Literaturverzeichnis

- (1) Baumgart K., Mellerowicz A. (2006)  
Hüftdysplasie, Orthopädie und Chirurgie.  
Chirurgie up2date; 1: 579-598
- (2) Niethard F., Pfeil J. (1997)  
Orthopädie – 3. Auflage  
Stuttgart, Hippokrates-Verlag
- (3) Charnley J. (1960)  
Anchorage of the femoral head prothesis of the femur.  
J. Bone Joint Surg. (Br) ; 42 : 28
- (4) White A. (1938)  
Excision of the femur for disease of the hip joint.  
In: Cooper, S.  
A dictionary of practical surgery  
7th edn. London
- (5) Blauth W., Donner K. (1979)  
Zur Geschichte der Arthroplastik.  
Z. Orthop.; 128: 243-248
- (6) Zichner, Rauschmann, Thomann (1999)  
Orthopädie, Geschichte und Zukunft.  
Darmstadt, 55-58
- (7) Barton J.R. (1827)  
On the treatment of ankylosis.  
North Am Med Surg J; 3: 279-292
- (8) Wessinghage D. (2000)  
Historische Aspekte des Gelenkersatzes. Eine bibliographische Studie.  
Orthopäde; 29: 1067-1071
- (9) Braunsdorf M., Konradt J. (1977)  
Geschichte und technische Entwicklung der Hüftgelenkersatzoperationen.  
Zbl. Chir.; 102: 385-393



- 
- (10) Gluck Th. (1890)  
Die Invaginationsmethode der Osteo- und Arthroplastik.  
Berlin. Klein. Wochenschr.; 33: 732-757
- (11) Kelman P. (1996)  
Werkstofftechnische Aspekte der metallischen Implantate.  
Aus: Die Metall-Metall-Paarung Sikomet der Bicon-Plus-Pfanne  
Zweymüller, K.  
Hans Huber Verlag Bern, Toronto, Seattle 1996
- (12) Wessinghage D. (1995)  
Themistocles Gluck: Von der Organextirpation zum Gelenkersatz.  
Dtsch Ärzteblatt ;92 A: 2180-2184
- (13) Gluck Th. (1891)  
Referat über die durch das moderne chirurgische Experiment gewonnenen  
positiven Resultate betreffend die Naht und den Ersatz von defekten höherer  
Gewebe, sowie über die Verwertung resorbierbarer und lebendiger Tampons in  
der Chirurgie.  
Arch Klein Chir; 41: 187
- (14) Lexer E. (1908)  
Über Gelenktransplantation.  
Med. Klein.; 4: 817-820
- (15) Smith-Petersen M.N. (1939)  
Arthroplasty of the hip. A new method.  
J Bone Joint Surg; 105: 269-288
- (16) Rauschmann M.A., Thomann K.D. (2000)  
200 Jahre Orthopädie. Bilder aus der Vergangenheit.  
Orthopäde; 29: 1008-1017
- (17) Wiles P. (1957)  
The surgery of the osteoarthritic hip.  
Br. J. Surg.; 45: 488-497
- (18) Moore A.T., Bohlmann H.R. (1943)  
Metal hip joint.  
J. Bone Joint Surg.; 25: 668

- 
- (19) Judet J., Judet R. (1950)  
The use of artificial femoral head for arthroplasty of the hip joint.  
J. Bone Joint Surg. (Br) ; 32 : 166-173
- (20) Judet R., Judet J. (1952)  
Resection-reconstruction de la hanche: arthroplastie par prothese acrylique.  
Expansion Scientifique Francaise, Paris
- (21) Judet R. (1975)  
Totale Hüftendoprothesen aus Porometall ohne Zementverankerung.  
Z. Orthop; 113: 828-829
- (22) Judet R., Siguier M., Bertrand B., Judet T. (1978)  
A non-cemented total hip prosthesis.  
Clin. Orthop.; 137: 76-84
- (23) McKee G.K. (1970)  
Development of total prothetic replacement of the hip.  
Clin. Orthop.; 72: 85-103
- (24) Morscher E.W. (1987)  
Die Entwicklung zementfreier Endoprothesen unter besonderer  
Berücksichtigung der Oberflächenbeschaffenheit und des Elastizitätsverhaltens.  
In: Refior  
Zementfreie Implantation von Hüftendoprothesen  
Thieme; 17-25
- (25) McKee K. (1951)  
Artificial hip joint.  
J Bone Joint Surg (Br); 33: 465
- (26) Charnley J. (1961)  
Arthroplasty of the hip. A new operation.  
Lancet; 27:1129-1132
- (27) Ring P.A. (1968)  
Complete replacement arthroplasty of the hip by the ring Prothesis.  
J. Bone Joint Surg. (Br) ; 50 : 720-731
- (28) Müller M. E. (1970)  
Total hip prosthesis.  
Clin. Orthop.; 72: 46-68

- 
- (29) Weber G.T. (1970)  
Die Rotations-Totalendoprothese des Hüftgelenkes.  
Beitr. Orthop.; 107: 304
- (30) Mittelmeier H. (1974)  
Zementlose Verankerung von Endoprothesen nach dem Tragrippenprinzip.  
Z. Orthop.; 112: 27-33
- (31) Mittelmeier H. (1983)  
Keramikhüftgelenkprothesen mit zementfreier Verankerung (Autophor).  
Aus: Die zementlose Fixation von Hüftendoprothesen  
E. Morscher, Springer Verlag Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo 1983
- (32) Willert H.G., Göbel D., Buchhorn G.H. (1996)  
Die Verankerung der Endoprothese: Knochenzement ja oder nein?  
In: Jerosch, Effenberger, Fuchs  
Hüftendoprophetik: Biomaterialien, Design, Spätinfektionen, Qualitätssicherung  
und Dokumentation  
Thieme; 23-31
- (33) Zweymüller K., Semlitsch M. (1982)  
Concept and material properties of a cementless hip prosthesis system with  
Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ceramic ball heads and wrought Ti-6Al-4V stems.  
Arch Orthop Trauma Surg.; 100(4): 229-36.
- (34) Zweymüller K, Lintner FK, Semlitsch MF. (1988)  
Biologic fixation of a press-fit titanium hip joint endoprotheses.  
Clin Orthop.; 235: 195-206.
- (35) Spotorno S., Romagndi S. (1988)  
Zementfreies Hüfttotalprothesensystem CLS.  
Protek, Bern; 1-23
- (36) Moretton J.C., Claudon B., Cravoisy J.C., Magnien P. (1986)  
Computer-assisted design and production of a femoral hip prothesis.  
Rev. Chir. Orthop. Reparatrice Apparat. Mot. (1986); 72: 89-96
- (37) Mulier J.C., Mulier M., Brady L.P., Steenboundt H., Cauwe Y., Goossens M.,  
Elloy M. (1989)  
A new system to produce intraoperatively custom femoral prothesis from

- measurements taken during the surgical procedure.  
Clin. Orthop.; 249: 97-112
- (38) Aldinger G. (2001)  
Zementfreie Schaftverankerung der Individualprothese.  
In: Wetzel  
Verankerungsprinzipien in der Hüftendoprothetik  
Steinkopf Darmstadt; 130-138
- (39) Starker M., Fröhling M. (1994)  
Die Individualprothese- Möglichkeiten und Grenzen verschiedener CAD-Prothesen.  
In: Methoden in der Hüftendoprothetik  
Gierse, Maaz, Ecomed-Verlag; 36: 133-144
- (40) Aamodt A., Benum P., Lund-Hanssen H. (200)  
The Unique custom-made, uncemented femoral stem.  
Departement of Ortopaedic Surgery and Radiology, Trondheim University Hospital
- (41) Hackenbroch M.H. (1998)  
Coxarthrose.  
Orthopäde; 27: 659-667
- (42) Murphy S.B., Ganz R., Müller M.E. (1995)  
The prognosis in untreated dysplasia of the hip.  
J Bone Joint Surg. (Am); 77: 985-989
- (43) Coventry M.B. (1976)  
Total hip arthroplasty in the adult with complete congenital dislocation.  
In: Evans C.M. (ed): The Hip. Proceeding of the Fourth Open Scienitific Meeting of the Hip Society.  
CV Mosby St. Louis, p. 136
- (44) Weinstein S.L. (1987)  
Natural history of congenital hip dislocation.  
Clin Orthop; 225: 22
- (45) v. Gumpfenberg S. (1984)  
Die Behandlung der fortgeschrittenen Dysplasie-Koxarthrose mit der CDH-

- Prothese nach M. E. Müller- Indikation, Technik und Ergebnisse.  
Orthop. Praxis; 20: 822-826
- (46) Gill T. J., Sledge J. B., Müller M. E. (1998)  
The Burch-Schneider anti-protrusio cage in revision total hip arthroplasty .  
J Bone Joint Surg.(Br) ; 80 : 946-953
- (47) Huiskes R. (1993)  
Failed innovation in total hip replacement. Diagnosis and proposal for cure.  
Acta Orthop Scand; 64: 699-716
- (48) Willert H. G., Buchhorn G., Hess T. (1989)  
Die Bedeutung von Abrieb und Materialermüdung bei der Prothesenlockerung  
der Hüfte.  
Orthopäde; 18: 350-369
- (49) Träger G., Träger K. H. (1994)  
Der Knochendefekt als Komplikation nach Totalendoprothesenimplantation der  
Hüfte.  
Orthopäde; 23: 421-429
- (50) Bettin D., Greitemann B., Polster J., Schulte-Eistrup S.(1993)  
Langzeitergebnisse der zementlosen Totalendoprothese des Hüftgelenkes nach  
Judet.  
Z. Orthop; 131: 496-502
- (51) Miniaci A., Bailey W.H., Bourne R.B., McLaren A.C., Rorabeck C.H. (1990)  
Analysis of radionuclide arthrograms, radiographic arthrograms and sequential  
plain radiographs in the assesment of painful hip arthroplasty.  
J Arthroplasty; 5: 143-149
- (52) O'Neill D. A., Harris W. H. (1984)  
Failed total hip replacement: assesment by plain radiographs, arthrograms and  
aspiration of the hip joint.  
J Bone Joint Surg.; 66-A: 540-546
- (53) Bourne R.B., Rorabeck C.H. (1999)  
Assessing the outcomes:what really works?  
Orthopedics; 22: 823–825
- (54) Smith V. (2000)  
Persönliche Mitteilung. Fa.Biomet-Merck, Bridgend,Wales.

- Zitiert aus: Fatz D. Clinica's complete guide to Orthopaedics Volume 1. PJB Publications Ltd.
- (55) Schmidt J. (1998)  
The cemented prostheses: what is sure, what is open?  
In: Walenkamp GHIM (Hrsg) Biomaterials in surgery.  
Thieme, Stuttgart New York, pp 48–51
- (56) Bläsius K., Cotta H., Schneider U., Thomsen M. (1993)  
CLS-Multicenter-Studie – 8jährige Erfahrungen.  
Z Orthop; 131: 547–552
- (57) Harris W.H. (1991)  
Aseptic loosening in total hip arthroplasty secondary to osteolysis induced by wear debris from titanium-alloy modular femoral heads.  
J Bone Joint Surg (Am); 73: 470–472
- (58) Jasty M., Bragdon C., Jiranek W., Chandler H., Maloney W., Harris W.H. (1994)  
Etiology of osteolysis around porous-coated cementless total hip arthroplasties.  
Clin Orthop; 308: 111–126
- (59) National Institute of health (1998)  
Conventions in total hip arthroplasty.  
Ministry of health, London, GB
- (60) Aldinger G. (1986)  
Die Entwicklung der Hüftendoprothetik.  
In: Krankenhausarzt; 59: 897-904
- (61) Dingeldein E., Ege W., Wahlig H. (1995)  
Physikalische und biologische Eigenschaften von Knochenzementen.  
In: Kerschbaumer, F., Nieder, E., Rehart, S.  
Die Hüftendoprothese in komplizierten Fällen  
Thieme; 42-46
- (62) Gough J.E., Downes S. (2001)  
Osteoblast cell death on methacrylate polymers involves apoptosis.  
J. Biomed. Mater Res.; 57: 497-505
- (63) Lee A.J., Ling R.S., Vangala S.S. (1978)  
Some clinically relevant variables effecting the mechanical behaviour of

- bonecement.  
Arch. Orthop. Traum. Surg.; 92: 1-18
- (64) Breusch S.J., Draenert K. (1997)  
Vacuum application of bone cement in total hip arthroplasty.  
Hip Int; 74: 137–152
- (65) Charnley J. (1970)  
The reaction of bone to selfcuring acrylic cement. A long-term histological study in man.  
J Bone Joint Surg (Br) ; 52 : 340–353
- (66) Beckenbaugh R.D., Ilstrup D.M. (1978)  
Total hip arthroplasty . A review of three hundred and thirty-three cases with long follow-up.  
J Bone Joint Surg (Am); 60: 306–313
- (67) Dohmae Y., Bechtold J.E., Sherman R.E., Puno R.M., Gustilo R.B. (1988)  
Reduction in cement-bone interface shear strength between primary and revision arthroplasty.  
Clin Orthop; 236: 214–220
- (68) Draenert K., Draenert Y., Garde U., Ulrich C. (1999)  
Manual of cementing technique.  
Springer, Berlin Heidelberg New York Tokio, pp 26–28
- (69) Askew MJ, Steege JW, Lewis JL, Ranieri JR, Wixson RL (1984)  
Effect of cement pressure and bone strength on polymethylmethacrylate fixation.  
J Orthop Res; 1: 412–420
- (70) Bocco F., Langan P., Charnley J. (1977)  
Changes in the calcar femoris in relation to cement technology in total hip replacement.  
Clin Orthop; 128: 287–295
- (71) Breusch S.J., Lukoschek M., Kreutzer J., Brocai D.R.C., Gruen T. (2001)  
Dependency of cement mantle thickness on femoral stem design and centralizer.  
J Arthroplasty; 16: 648-657
- (72) Bannister G.C., Miles A.W. (1988)  
The influence of cementing technique and blood on the strength of the bone-

- cement interface.  
Eng Med; 17: 131-133
- (73) Halawa M, Lee AJC, Ling RSM, Vangala SS (1978)  
The shear strength of trabecular bone from the femur, and some factors affecting the shear strength of the cement-bone interface.  
Arch Orthop Trauma Surg; 92: 19–30
- (74) Carlsson A.S., Gentz C.F., Linder L. (1983)  
Localized bone resorption in the femur in mechanical failure of cemented total hip arthroplasties.  
Acta Orthop Scand; 54: 396–402
- (75) Pazzaglia U.E. (1990)  
Pathology of the bonecement interface in loosening of total hip replacement.  
Arch Orthop Trauma Surg; 109: 83–88
- (76) Sih G.C., Connelly G.M., Berman A.T. (1980)  
The effect of thickness and pressure on the curing of PMMA bone cement for the total hip joint replacement.  
J Biomech; 13: 347–352
- (77) Barrack R.L., Mulroy R.D., Harris W.H. (1992)  
Improved cementing techniques and femoral component loosening in young patients with hip arthroplasty.  
J Bone Joint Surg (Br) ; 74 : 385–389
- (78) Britton A.R., Murray D.W., Bulstrode C.J., McPherson K., Denham R.A. (1996)  
Long-term comparison of Charnley and Stanmore design total hip replacements.  
J Bone Joint Surg (Br) ; 78 : 802–808
- (79) Bean D.J., Hollis J.M., Woo S.L.Y., Convery F.R. (1988)  
Sustained pressurization of polymethylmethacrylate: a comparison of low- and moderate viscosity bone cements.  
J Orthop Res; 6: 580–584
- (80) Benjamin J.B., Gie G.A., Lee A.J.C., Ling R.S.M., Volz R.G. (1987)  
Cementing technique and the effect of bleeding.  
J Bone Joint Surg (Br) ; 69 : 620–624
- (81) Breusch S.J., Ewerbeck V., Lukoschek M. (1999)  
Einflußfaktoren auf die Langlebigkeit des zementierten



- Hüftendoprothesenstieles.  
Aktuel Traumatol; 29: 1–11
- (82) Breusch S.J., Berghof R., Schneider U., Weiß G., Simank H. G., Lukoschek M., Ewerbeck V. (1999)  
Der Stand der Zementiertechnik bei Hüfttotalendoprothesen in Deutschland.  
Z Orthop; 137: 101–107
- (83) Davies J.P., Singer G., Harris W.H. (1992)  
The effect of a thin coating of polymethylmethacrylate on the torsional fatigue strength of the cement-metal interface.  
J Appl Biomater; 3: 45–49
- (84) Harris W.H. (1993)  
One step back; two steps forward.  
J Bone Joint Surg (Am); 75: 959–960
- (85) Dowd J.E., Cha C.W., Trakru S., Kim S.Y., Yang I.H., Rubash H.E. (1998)  
Failure of total hip arthroplasty with a precoated prosthesis. 4- to 11-year results.  
Clin Orthop; 355: 123–136
- (86) Mohler C.G., Callaghan J.J., Collis D.K., Johnston R.C. (1995)  
Early loosening of the femoral component at the cement-prosthesis interface after total hip replacement.  
J Bone Joint Surg (Am); 77: 1315–1322
- (87) Howie DW, Vernon-Roberts B, Oakshott R, Manthey B (1988)  
A rat model of resorption of bone at the cement-bone interface in the presence of polyethylene wear particles.  
J Bone Joint Surg (Am); 70: 257–263
- (88) Sabokbar A., Pandey R., Quinn J.M., Athanasou N.A. (1998)  
Osteoclastic differentiation by mononuclear phagocytes containing biomaterial particles.  
Arch Orthop Trauma Surg; 117: 136–140
- (89) Massoud SN, Hunter JB, Holdsworth BJ, Wallace WA, Juliusson R (1997)  
Early femoral loosening in one design of cemented hip replacement.  
J Bone Joint Surg (Br) ; 79 : 603–608
- (90) Hinrichs F, Boudriot U, Griss P (2000)  
10-Jahres-Ergebnisse mit einem zementierten feingestrahnten Titan-Aluminium-

- Vanadium-Hüftendoprothesenstiel.  
Z Orthop; 138: 52–56
- (91) Kerboul L, Courpied JP, Chamberlin B, Kerboul M (1998)  
Long term results of Charnley-Kerboul total hip replacement in patients younger than 40.  
European Hip Society, 3rd Congress. Beaune, 25.–27. Juni
- (92) Kirschenbaum ICH (1991)  
Basic principles of hydroxyapatite in joint replacement surgery.  
Semin Arthroplasty; 2: 252–259
- (93) Crawford RW, Psychoyios V, Gie G, Ling R, Murray D (1999)  
Incomplete cement mantles in the sagittal femoral plane: an anatomical explanation.  
Acta Orthop Scand; 70: 596–598
- (94) Estok DM, Orr TE, Harris WH.(1997)  
Factors affecting cement strains near the tip of a cemented femoral component.  
J Arthroplasty; 12: 40–48
- (95) Thomsen M, Strachwitz B, Mau H, Cotta H (1995)  
Werkstoffübersicht in der Endoprothetik.  
Z Orthop; 133: 1–6
- (96) Huddleston HD (1988)  
Femoral lysis after cemented hip arthroplasty.  
J Arthroplasty; 3: 285
- (97) Jones LC, Hungerford DS (1987)  
Cement disease.  
Clin Orthop; 225: 192–206
- (98) Aldinger G, Gekeler J (1982)  
Aseptic loosening of cement-anchored total hip replacements.  
Arch Orthop Trauma Surg; 100: 19–25
- (99) Chandler HP, Reineck FT, Wixson RL, McCarthy JC (1981)  
Total hip replacement in patients younger than thirty years old: A 5 year followup study.  
J Bone Joint Surg (Am); 63: 1426–1434

- 
- (100) Albrektson T., Branemark H.A., Lindström J. (1981)  
Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man.  
Acta Orthop. Scand.; 52: 155
- (101) Kienapfel H. (1994)  
Grundlagen der zementfreien Endoprothetik- Der Einfluss von lokalen und systemischen Faktoren auf das Knocheneinwachsverhalten und die Verankerungsfestigkeit von metallporösen Oberflächenimplantaten.  
Demeter-Verlag, München
- (102) Whiteside LA, Easley JC. (1989)  
The effect of collar and distal stem fixation on micromotion of the femoral stem in uncemented total hip arthroplasty.  
Clin Orthop; 239: 145-53.
- (103) Willert H.G., Semlitsch M.(1995)  
Was lehren uns 30 Jahre Erfahrung mit dem künstlichen Gelenkersatz?  
In: Morscher , E.W. Endoprothetik  
Springer, 21 ff
- (104) Ducheyne P, De Meester P, Aernoudt E (1977)  
Influence of a functional dynamic loading on bone ingrowth into surface pores of orthopaedic implants.  
J Biomed Mater Res; 11: 811–838
- (105) Engh CA, Bobyn JD, Glassman AH (1987)  
Porous-coated hip replacement:The factors governing bone ingrowth, stress-shielding and clinical results.  
J Bone Joint Surg (Br) ; 69 : 45–55
- (106) Kim YS, Brown TD, Pedersen DR, Callaghan JJ. (1995)  
Reamed surface topography and component seating in press-fit cementless acetabular fixation.  
J Arthroplasty; 10 Suppl: 14-21.
- (107) Widmer KH, Zurfluh B, Morscher EW. (1997)  
Contact surface and pressure load at implant-bone interface in press-fit cups compared to natural hip joints.  
Orthopäde; 26(2): 181-190

- 
- (108) Morscher E.W. (1987)  
Die Entwicklung zementfreier Endoprothesen unter besonderer  
Berücksichtigung der Oberflächenbeschaffenheit und des Elastizitätsverhaltens.  
In: Refior Zementfreie Implantation von Hüftendoprothesen  
Thieme; 17-25
- (109) Semlitsch M., Willert H.G. (1995)  
Erfahrung mit Implantatwerkstoffen für Hüftendoprothesen.  
In: Morscher, E.W., Endoprothetik, 21 ff.  
Springer Verlag
- (110) Engh CA (1983)  
Hip arthroplasty with a Moore prosthesis with porous coating. A five-year study.  
Clin Orthop; 176: 52–66
- (111) Engh CA (1998)  
The anatomic medullary locking prosthesis.  
In: Finerman GAM, Dorey FJ, Grigoris P, McKellop HA (eds)  
Total hip arthroplasty outcomes.  
Churchill Livingstone, New York Edinburgh, pp 117–13
- (112) Mallory TH, Head WC, Eberle RW (1998)  
The Mallory-Head system.  
In: Finerman GAM, Dorey FJ, Grigoris P, McKellop HA (eds)  
Total hip arthroplasty outcomes  
Churchill Livingstone, New York Edinburgh, pp 195–212
- (113) D'Antonio JA, Capello WN, Manley MT (1996)  
Remodeling of bone around hydroxyapatitecoated femoral stems.  
J Bone Joint Surg (Am); 78: 1226–1234
- (114) Havelin LI, Espehaug B, Lie SA, Engesæter LB, Furnes O, Vollset SE (2000)  
Prospective studies of hip prostheses and cements. A presentation of the  
Norwegian Arthroplasty Register 1987–1999.  
67th Annual Meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeons,  
March 15–19, Orlando, USA
- (115) Spotorno L, Schenk R. K, Dietschi C, Romagnoli S, Mumenthaler A (1987)  
Unsere Erfahrungen mit nicht-zementierten Prothesen.  
Orthopäde; 16: 225–238

- 
- (116) Hughes SS, Furia JP, Smith P, Pellegrini VD Jr. (1995)  
Atrophy of the proximal part of the femur after total hip arthroplasty without cement. A quantitative comparison of cobalt-chromium and titanium femoral stems with use of dual x-ray absorptiometry.  
J Bone Joint Surg (Am); 77(2): 231-239.
- (117) Delaunay CP, Kapandji AI. (1996)  
Primary total hip arthroplasty with the Karl Zweymüller first-generation cementless prosthesis. A 5- to 9-year retrospective study.  
J Arthroplasty; 11(6): 643-52.
- (118) Gekeler J (1985)  
Bemerkungen zur Form und Größe des Zweymüller-Hüftendoprothesenschaftes.  
In: Spranger M, Eder H  
Zementfreie Hüft-Endoprothesen-Systeme  
Huber, Stuttgart; 33-38.
- (119) Breusch SJ, Aldinger PR, Thomsen M, Ewerbeck V, Lukoschek M, (2000)  
Verankerungsprinzipien in der Hüftendoprothetik. Teil I: Prothesenstiel.  
Unfallchirurg; 103: 918-931
- (120) Eyb R, Kutschera HP, Scharthmueller T, Toma C, Zweymueller K (1993)  
Midterm experience with the cementless Zweymueller system. Results of a minimum five-year follow-up study.  
Acta Orthop Belg; 59 (Suppl 1): 138–143
- (121) Morrey BF, Adams RA, Kessler MA (2000)  
Conservative femoral replacement for total hip arthroplasty.  
J Bone Joint Surg (Br)
- (122) Tonino AJ, Rahmy AI (2000)  
The hydroxyapatite-ABG hip system: 5- to 7-year results from an international multicentre study. The International ABG Study Group.  
J Arthroplasty; 15: 274–282
- (123) Starker M, Thümmeler P, Weipert A, Hanusek S (2000)  
Computer assistierte Prothesenselektion und Implantationskontrolle.  
Orthopäde; 25: 2708-2715.
- (124) Informationsmaterial der Firma Orthopedic Services, Mainhausen, Deutschland

- 
- (125) Krismer M, Tschupik J, Bauer R, Mayrhofer P, Stockl B, Fischer M, Biedermann R. (1997)  
Einzel-Bild-Röntgen-Analyse (EBRA) zur Messung der Migration von Hüftendoprothesen.  
Orthopäde; 26(3): 229-36.
- (126) Krismer M, Bauer R, Tschupik J, Mayrhofer P. (1995)  
EBRA: A method to measure migration of acetabular components.  
J Biomech; 28(10): 1225-36.
- (127) Selvik G. (1989)  
Roentgen stereophotogrammetry. A method for the study of the kinematics of the skeletal system.  
Acta Orthop Scand; Suppl.: 232, 1-51.
- (128) Baldursson H., Egund N., Hansson L. I., Selvik G. (1979)  
Instability and wear of total hip prostheses. Determined with roentgen-stereophotogrammetry.  
Archives of Orthopaedic and Traumatic Surgery; 95: 257-263
- (129) Snorrason F., Kärrholm J. (1990)  
Primary migration of fully-threaded acetabular prostheses. A roentgen stereophotogrammetric analysis.  
J Bone Joint Surg.; 72: 647 – 652
- (130) Herrlin K, Selvik G, Petterson H (1986)  
Space orientation of total hip prosthesis. A method for three-dimensional determination.  
Acta Radiol Diagnosis; 27: 619–627
- (131) Selvik G, Alberius P, Aronson AS (1983)  
A Roentgen stereophotogrammetric system: construction, calibration and technical accuracy.  
Acta Radiol Diagn; 24: 343–352
- (132) Nunn D, Freeman MA, Hill PF, Evans SJ. (1989)  
The measurement of migration of the acetabular component of hip prostheses.  
J Bone Joint Surg (Br) ; 71(4) : 629-31.
- (133) Sutherland CJ, Wilde AH, Borden LS, Marks KE. (1982)  
A ten-year follow-up of one hundred consecutive Muller curved-stem total hip-

- replacement arthroplasties.  
J Bone Joint Surg (Am); 64(7): 970-82.
- (134) Wetherell RG, Amis AA, Heatley FW. (1989)  
Measurement of acetabular erosion. The effect of pelvic rotation on common landmarks.  
J Bone Joint Surg (Br); 71(3): 447-51.
- (135) Walker PS, Mai SF, Cobb AG, Bentley G, Hua J. (1995)  
Prediction of clinical outcome of THR from migration measurements on standard radiographs. A study of cemented Charnley and Stanmore femoral stems.  
J Bone Joint Surg (Br) ; 77(5) : 705-14.
- (136) Müller R., Matuschek T., Thümmler P. (1996)  
Digitale Röntgenbildverarbeitung zur Messung von Schaftwanderungen in der Hüftendoprothetik.  
Orthopädische Praxis; 32(3): 177-179
- (137) Starker M, Hanusek S, Rittmeister M, Thoma W (1998)  
Validierung der computertomographischen Antetorsionswinkelbestimmung am Femur.  
Z Orthop; 136: 420-7.
- (138) Biedermann R, Krismer M, Stockl B, Mayrhofer P, Ornstein E, Franzen H. (1999)  
Accuracy of EBRA-FCA in the measurement of migration of femoral components of total hip replacement. Einzel-Bild-Röntgen-Analyse-femoral component analysis.  
J Bone Joint Surg (Br); 81(2): 266-72.
- (139) Krismer M, Biedermann R, Stockl B, Fischer M, Bauer R, Haid C. (1999)  
The prediction of failure of the stem in THR by measurement of early migration using EBRA-FCA (Einzel-Bild-Röntgen-Analyse-femoral component analysis).  
J Bone Joint Surg (Br) ; 81(2) : 273-80.
- (140) Biedermann R. (1996)  
Die Femoral Component Analysis (FCA). Genauigkeit des Verfahrens und Vergleich zweier Prothesenmodelle.  
Dissertation, Leopold-Franzens-Universität Innsbruck 1996

- 
- (141) Ilchmann T, Franzen H, Mjoberg B, Wingstrand H. (1992)  
Measurement accuracy in acetabular cup migration. A comparison of four radiologic methods versus roentgen stereophotogrammetric analysis.  
J Arthroplasty; 7(2): 121-7.
- (142) Rubin P.J., Leyvraz P.F., Aubaniac J.M., Argenson J.N., Esteve P., de Roguin B. (1992)  
The morphology of the proximal femur. A three-dimensional radiographic analysis.  
J. Bone Joint Surg. (Br); 74: 28-32
- (143) Aamodt A., Lund-Larsen J., Eine J., Andersen E., Benum P., Schnell Husby O. (2001)  
Changes in proximal femoral strains following insertion of uncemented standard and custom femoral stems. An experimental study in human femurs.  
J.Bone Joint Surg. (Br): 83; 921-929
- (144) Starker M. (1995)  
Indikation zur Hüftendoprothese.  
In: Die Hüftendoprothetik in komplizierten Fällen  
Thieme; 54-58
- (145) Aldinger G. Weipert A. (1991)  
3D-based production of hip joints: the Aldinger system.  
Radiologe; 31: 474-480
- (146) Mc Laughlin J.R., Lee K.R. (2000)  
Total hip arthroplasty in young patients. 8- to 13-year results using an uncemented stem.  
Clin. Orthop.; 373: 153-163
- (147) Porsch M., Siegel A. (1998) .  
Artificial hip replacement in young patients with hip dysplasia-long term outcome after 10 years.  
Z. Orthop.; 136: 548-553
- (148) Geesink R.G., Hoefnagels N.H. (1995)  
Six-year results of hydroxyapatite-coated total hip replacement.  
J.Bone Joint Surg. (Br) ; 77 : 534-547



- 
- (149) Kitamura S., Hasegawa Y., Iwasada S., Yamauchi K., Kawamoto K., Kanamono T. Iwata H. (1999)  
Catastrophic failure of cementless total hip arthroplasty using a femoral component without surface coating.  
J. Arthroplasty; 14: 918-924
- (150) Hua J., Walker P.S. (1995)  
Closeness fit of uncemented stems improves the strain distribution in the femur.  
J. Orthop. Res.; 13: 339-346
- (151) Dieter JKW (2004)  
Bestimmung des Migrationsverhaltens eines zementfreien  
Hüftendoprothesenschaftes mittels digitaler Bildanalyse.  
Dissertation, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen

## Datenerhebung

<i>Patient</i>	<i>Trochanter Major Prä- OP</i>	<i>Trochanter Minor Prä- OP</i>	<i>Trochanter Major Post-OP</i>	<i>Trochanter Minor Post-OP</i>	<i>Differenz T.Major Prä-OP - T.Major Post-OP</i>	<i>Differenz T.Minor Prä-OP - T.Minor Post-OP</i>
1	-8,99	41,92	-4,40	38,90	-4,59	3,02
2	17,99	39,49	11,30	39,00	6,69	0,49
3	9,97	32,79	9,00	38,30	0,97	-5,51
4	9,08	58,32	11,20	56,00	-2,12	2,32
5	10,06	41,60	4,50	46,00	5,56	-4,40
6	16,21	48,85	12,50	45,00	3,71	3,85
7	11,50	43,50	9,20	26,60	2,30	16,90
8	24,15	30,51	17,00	28,10	7,15	2,41
9	9,73	41,99	10,90	39,70	-1,17	2,29
10	27,66	31,66	21,60	31,20	6,06	0,46
11	13,78	44,77	12,50	46,80	1,28	-2,03
12	14,42	50,16	7,90	52,50	6,52	-2,34
13	15,84	46,33	8,80	15,70	7,04	30,63
14	13,50	42,08	11,10	42,09	2,40	-0,01
15	15,29	35,98	14,90	33,80	0,39	2,18
16	9,73	40,94	9,60	37,20	0,13	3,74
17	21,00	41,06	16,30	33,00	4,70	8,06
18	18,24	37,46	15,10	34,80	3,14	2,66
19	9,77	37,43	5,40	39,50	4,37	-2,07
20	9,68	38,10	3,40	41,80	6,28	-3,70
22	22,44	45,07	24,30	36,00	-1,86	9,07
23	34,21	35,97	28,70	16,30	5,51	19,67
25	22,51	38,00	14,90	40,40	7,61	-2,40
26	15,45	49,09	15,50	46,50	-0,05	2,59
27	17,77	54,72	15,90	47,60	1,87	7,12
29	6,69	52,34	8,50	59,40	-1,81	-7,06
30	13,42	51,99	9,30	51,10	4,12	0,89
31	15,16	35,95	12,70	30,30	2,46	5,65
32	9,57	36,25	15,90	37,20	-6,33	-0,95
33	14,77	49,92	11,50	39,10	3,27	10,82
34	17,30	40,12	17,30	37,80	0,00	2,32
35	18,44	33,66	20,90	30,80	-2,46	2,86
36	14,83	50,48	11,70	51,30	3,13	-0,82
37	13,14	41,15	17,40	41,00	-4,26	0,15
38	11,80	61,43	13,20	58,00	-1,40	3,43
39	17,06	39,92	14,10	38,90	2,96	1,02
40	17,77	34,72	15,90	33,80	1,87	0,92
42	23,15	38,13	22,80	40,50	0,35	-2,37
44	24,14	40,64	25,90	36,40	-1,76	4,24
45	7,94	51,04	10,60	53,10	-2,66	-2,06
46	18,72	41,67	23,00	45,40	-4,28	-3,73
47	17,95	33,35	12,70	35,90	5,25	-2,55
48	16,25	42,97	13,90	45,90	2,35	-2,93
49	12,68	49,41	6,40	49,90	6,28	-0,49
50	16,24	49,23	15,20	61,50	1,04	-12,27
52	16,28	39,79	20,30	40,00	-4,02	-0,21
53	22,74	33,22	21,80	35,70	0,94	-2,48
55	4,76	59,61	0,80	65,90	3,96	-6,29
56	-2,72	63,68	-2,00	62,80	-0,72	0,88
57	15,04	37,55	12,90	45,50	2,14	-7,95
59	15,34	46,47	9,00	45,00	6,34	1,47

<i>Patient</i>	<i>Trochanter Major Prä- OP</i>	<i>Trochanter Minor Prä- OP</i>	<i>Trochanter Major Post-OP</i>	<i>Trochanter Minor Post-OP</i>	<i>Differenz T.Major Prä-OP - T.Major Post-OP</i>	<i>Differenz T.Minor Prä-OP - T.Minor Post-OP</i>
60	21,92	43,36	15,00	44,80	6,92	-1,44
61	16,83	47,36	12,30	54,70	4,53	-7,34
62	22,88	36,20	18,50	38,00	4,38	-1,80
63	14,64	36,90	17,70	29,30	-3,06	7,60
65	10,13	40,50	8,60	42,60	1,53	-2,10
66	16,11	36,66	10,80	43,70	5,31	-7,04
67	25,15	48,34	33,20	42,50	-8,05	5,84
68	7,28	45,82	5,60	51,50	1,68	-5,68
69	14,70	41,12	15,90	43,40	-1,20	-2,28
70	19,57	46,14	15,50	46,60	4,07	-0,46
71	15,74	40,92	16,70	29,30	-0,96	11,62
72	8,21	58,89	1,30	68,10	6,91	-9,21
73	14,33	41,47	12,70	39,50	1,63	1,97
74	12,16	42,06	13,20	40,20	-1,04	1,86
76	8,67	47,27	5,70	51,10	2,97	-3,83
77	10,94	57,29	7,20	55,40	3,74	1,89
78	20,38	34,25	10,80	34,30	9,58	-0,05
79	11,06	33,15	16,90	23,40	-5,84	9,75
80	11,62	55,70	11,60	53,90	0,02	1,80
81	17,55	42,54	28,80	35,10	-11,25	7,44
84	9,89	52,94	18,70	51,50	-8,81	1,44
86	3,99	55,42	6,20	56,50	-2,21	-1,08
87	9,39	37,04	5,60	45,10	3,79	-8,06
88	14,43	30,93	10,90	34,40	3,53	-3,47
89	8,49	47,77	1,30	54,00	7,19	-6,23
91	-5,44	45,32	3,90	38,30	-9,34	7,02
93	12,33	41,21	14,10	37,10	-1,77	4,11
94	19,23	43,73	8,90	43,70	10,33	0,03
95	23,15	41,02	22,10	34,50	1,05	6,52
96	7,97	46,28	13,90	40,60	-5,93	5,68
98	19,52	47,88	9,20	53,70	10,32	-5,82
100	31,65	25,65	28,50	30,70	3,15	-5,05
101	12,86	33,76	19,50	41,70	-6,64	-7,94
102	8,20	39,54	6,40	43,80	1,80	-4,26
103	15,12	28,07	8,40	30,90	6,72	-2,83
105	4,54	48,81	6,10	50,20	-1,56	-1,39
106	11,30	48,48	8,80	50,30	2,50	-1,82
108	15,89	36,12	12,40	26,40	3,49	9,72
109	5,49	48,38	9,50	48,00	-4,01	0,38
110	14,11	44,03	16,00	62,80	-1,89	-18,77
111	22,39	39,45	27,10	35,70	-4,71	3,75
112	8,90	66,71	8,50	56,40	0,40	10,31
114	-1,07	33,85	-4,20	39,80	3,13	-5,95
115	12,99	49,99	9,60	51,20	3,39	-1,21
117	7,93	43,11	11,20	39,90	-3,27	3,21
118	4,07	70,37	-3,60	65,40	7,67	4,97
119	8,09	47,59	8,10	47,20	-0,01	0,39
121	-0,79	60,70	-1,50	60,50	0,71	0,20
122	5,21	47,25	5,40	48,20	-0,19	-0,95
123	6,25	44,89	6,20	47,30	0,05	-2,41
124	5,28	44,55	8,30	41,10	-3,02	3,45

---

<i>Patient</i>	<i>Trochanter Major Prä- OP</i>	<i>Trochanter Minor Prä- OP</i>	<i>Trochanter Major Post-OP</i>	<i>Trochanter Minor Post-OP</i>	<i>Differenz T.Major Prä-OP - T.Major Post-OP</i>	<i>Differenz T.Minor Prä-OP -T.Minor Post-OP</i>
125	-3,18	42,64	-14,40	38,20	11,22	4,44
126	6,45	41,37	12,80	36,60	-6,35	4,77
127	21,22	41,97	18,60	41,00	2,62	0,97
130	7,85	49,69	4,90	51,20	2,95	-1,51
132	19,84	33,75	20,50	30,30	-0,66	3,45

<i>Patient</i>	Umstellungs-OP am Femur (Nein=1;Ja=2)	Fraktur (Nein=1;Ja=2)	Ätiologie (Primär=1; Sekundär=2)	Ätiologie (Dysplasie=1; Rest=2)	AT- Winkel (>25=1; <25=2)	AT- Winkel
1	2	1	2	2	2	23,35
2	2	1	2	1	1	36,54
3	2	1	2	1	1	56,38
4	2	1	2	2	1	37,74
5	1	1	2	1	1	37,39
6	2	1	2	1	2	16,14
7	2	1	2	1	2	18,74
8	2	1	2	1	1	28,70
9	1	1	2	1	1	28,22
10	1	1	2	1	1	46,46
11	1	1	2	1	1	45,94
12	1	1	2	1	1	53,71
13	2	1	2	1	2	22,37
14	2	1	2	1	1	47,02
15	1	1	2	1	2	21,01
16	1	1	2	1	1	39,35
17	2	1	2	1	2	3,40
18	1	1	2	1	1	38,43
19	2	1	2	1	2	17,68
20	1	1	2	1	1	53,57
22	1	1	2	2	1	71,53
23	1	2	2	1	2	22,14
25	1	1	2	1	1	41,97
26	1	1	1	2	1	48,19
27	1	1	2	2	1	37,43
29	1	1	2	2	1	25,97
30	1	1	2	1	1	52,11
31	2	1	2	1	1	48,15
32	1	1	2	1	2	8,65
33	2	1	2	1	1	38,65
34	2	1	2	1	1	50,58
35	1	1	2	1	1	47,94
36	1	1	2	1	1	48,16
37	1	1	2	1	2	18,42
38	1	1	2	2	1	47,94
39	1	1	2	1	1	59,43
40	1	2	2	1	1	28,60
42	1	1	2	1	1	50,84
44	1	1	2	2	1	39,18
45	1	1	2	1	1	43,62
46	1	1	2	1	2	21,53
47	2	1	2	1	2	16,37
48	1	1	2	1	2	17,77
49	1	1	2	1	2	21,58
50	2	1	2	2	2	22,40
52	1	1	2	1	2	7,44
53	1	1	2	1	1	36,89

<i>Patient</i>	Umstellungs-OP am Femur (Nein=1;Ja=2)	Fraktur (Nein=1;Ja=2)	Ätiologie (Primär=1; Sekundär=2)	Ätiologie (Dysplasie=1; Rest=2)	AT- Winkel (>25=1; <25=2)	AT- Winkel
55	1	1	2	1	1	54,99
56	1	1	2	1	1	38,93
57	1	1	2	1	1	57,96
59	2	1	2	1	2	21,06
60	1	1	2	1	1	28,52
61	1	1	2	1	1	34,63
62	2	1	2	1	2	8,86
63	2	1	2	1	2	4,79
65	1	1	2	2	2	21,16
66	1	1	2	2	1	26,07
67	2	1	2	1	2	15,59
68	1	1	2	2	1	25,92
69	2	1	2	1	2	12,77
70	2	1	2	1	2	11,14
71	2	1	2	1	1	26,37
72	1	1	2	1	2	24,49
73	1	1	2	1	1	49,62
74	1	1	2	1	1	58,19
76	1	1	2	1	1	51,51
77	1	1	2	1	1	43,34
78	1	1	2	2	1	47,97
79	1	2	2	2	1	89,77
80	1	1	1	2	2	19,46
81	2	1	2	2	1	28,00
84	1	1	1	2	2	20,86
86	1	1	2	1	2	-43,58
87	1	1	2	1	1	43,68
88	2	1	2	1	1	48,02
89	1	1	2	1	1	32,81
91	2	1	2	2	1	54,12
93	1	1	2	1	1	27,04
94	2	1	2	1	1	29,65
95	2	1	2	1	2	14,10
96	1	1	2	2	1	32,13
98	2	1	2	2	2	21,73
100	2	1	2	1	1	62,12
101	1	1	2	1	2	-25,05
102	1	1	2	1	2	6,07
103	1	1	2	1	1	44,84
105	1	1	2	1	1	42,73
106	2	1	2	1	1	40,40
108		2			2	-11,45
109	1	1	2	1	1	66,60
110	1	2	2	1	1	44,44
111	1	1	2	1	1	33,35
112	1	1	2	2	1	37,95
114	2	1	2	1	1	71,19
115	1	1	1	1	1	39,05
117	2	1	2	1	1	70,27
118	2	1	2	1	2	22,08

---

<i>Patient</i>	<b>Umstellungs-OP am Femur (Nein=1;Ja=2)</b>	<b>Fraktur (Nein=1;Ja=2)</b>	<b>Ätiologie (Primär=1; Sekundär=2)</b>	<b>Ätiologie (Dysplasie=1; Rest=2)</b>	<b>AT- Winkel (&gt;25=1; &lt;25=2)</b>	<b>AT- Winkel</b>
119	1	1	2	1	1	63,80
121	1	1	2	1	1	62,81
122	2	1	2	1	1	39,31
123	1	1	2	1	1	43,03
124	1	1	2	1	1	44,15
125	2	1	2	1	1	59,12
126	2	1	2	1	1	59,63
127	1	1	2	1	1	32,67
130	1	1	2	1	1	35,88
132	2	1	2	1	2	-10,14

<i>Patient</i>	<b>Gewicht</b>	<b>Größe</b>	<b>BMI</b>	<b>Geschlecht</b>	<b>Alter bei OP</b>	<b>Seite</b>	<b>Operateur (verschlüsselt)</b>	<b>Zugang a = anterolateral d = dorsal</b>
1	50	169	17,51	w	19	re	1	a
2	61	160	23,83	w	46	li	1	a
3	64	162	24,39	w	44	li	6	a
4	70	170	24,22	w	42	re	1	a
5	70	163	26,35	w	46	li	1	a
6	60	153	25,63	w	51	re	1	a
7	63	161	24,30	w	39	re	1	a
8	50	160	19,53	w	39	re	1	a
9	49	157	19,88	w	47	re	9	a
10	50	150	22,22	w	52	li	1	a
11	56	146	26,27	w	57	re	8	a
12	68	160	26,56	w	45	li	1	a
13	102	168	36,14	w	38	li	1	a
14	70	150	31,11	w	49	re	8	a
15	47	155	19,56	w	45	re	1	a
16	58	150	25,78	w	56	re	1	a
17	72	158	28,84	w	23	li	1	a
18	58	158	23,23	w	46	li	1	a
19	67	178	21,15	m	41	li	1	a
20	64	149	28,83	w	54	re	1	a
22	75	175	24,49	m	59	re	6	a
23	85	170	29,41	w	53	li	5	a
25	58	158	23,23	w	42	re	1	a
26	95	160	37,11	w	61	re	2	a
27	83	175	27,10	m	55	re	7	a
29	75	176	24,21	m	27	li	3	a
30	56	170	19,38	w	21	li	7	d
31	69	168	24,45	w	21	re	1	a
32	62	164	23,05	w	29	li	1	a
33	90	168	31,89	w	45	li	2	a
34	67	164	24,91	w	34	re	1	a
35	65	172	21,97	m	28	li	1	a
36	70	164	26,03	w	43	re	4	a
37	60	153	25,63	w	38	li	1	a
38	75	176	24,21	m	27	re	5	a
39	47	155	19,56	w	44	li	1	a
40	58	158	23,23	m	47	re	1	a
42	58	158	23,23	w	42	li	1	a
44	76	158	30,44	m	60	li	4	a
45	85	176	27,44	w	59	re	2	a
46	85	176	27,44	w	58	li	2	a
47	52	153	22,21	w	45	re	3	a
48	80	160	31,25	w	42	li	2	d
49	79	163	29,73	w	44	re	4	a
50	130	180	40,12	m	43	re	2	a
52	53	171	18,13	w	62	re	3	a
53	68	167	24,38	w	35	li	2	a
55	71	170	24,57	w	63	li	2	d



<i>Patient</i>	<b>Gewicht</b>	<b>Größe</b>	<b>BMI</b>	<b>Geschlecht</b>	<b>Alter bei OP</b>	<b>Seite</b>	<b>Operateur (verschlüsselt)</b>	<b>Zugang a = anterolateral d = dorsal</b>
56	71	170	24,57	w	64	re	2	d
57	70	173	23,39	w	57	li	7	d
59	82	163	30,86	w	44	re	2	a
60	75	172	25,35	m	53	re	1	a
61	75	172	25,35	m	57	li	2	d
62	87	155	36,21	w	48	re	3	a
63	88	157	35,70	w	51	li	3	a
65	56	145	26,63	w	22	re	7	d
66	56	145	26,63	w	22	li	7	d
67	56	158	22,43	w	58	re	2	d
68	85	175	27,76	m	19	li	4	d
69	60	170	20,76	w	38	re	2	a
70	67	178	21,15	w	38	li	7	d
71	73	159	28,88	w	44	li	9	a
72	121	188	34,23	m	46	re	2	a
73	66	160	25,78	w	49	li	3	a
74	66	160	25,78	w	50	re	3	a
76	67	162	25,53	w	64	re	7	d
77	70	183	20,90	m	46	re	2	a
78	75	170	25,95	m	47	li	7	d
79	75	170	25,95	m	48	re	2	a
80	95	178	29,98	m	69	re	4	a
81	93	174	30,72	m	51	li	3	a
84	59	173	19,71	w	58	re	3	a
86	98	188	27,73	m	52	li	10	a
87	40	140	20,41	w	49	li	1	a
88	62	158	24,84	w	47	li	4	a
89	81	160	31,64	w	57	li	2	d
91	80	185	23,37	m	39	re	1	a
93	88	157	35,70	w	48	re	3	a
94	63	160	24,61	w	55	re	2	a
95	58	160	22,66	w	54	li	4	a
96	75	171	25,65	w	63	li	3	a
98	91	172	30,76	m	57	li	3	a
100				w		li	7	d
101	70	160	27,34	w	39	li	2	a
102	70	160	27,34	w	41	re	2	a
103	42	138	22,05	w	21	re	11	a
105	57	165	20,94	w	44	re	2	a
106	72	179	22,47	m	39	re	12	a
108				w	36	re		
109	63	168	22,32	w	42	re	3	a
110	57	170	19,72	w	53	li	3	a
111	51	160	19,92	w	69	li	2	a
112	108	190	29,92	m	39	re	3	a
114	81	171	27,70	w	44	re	4	a
115	58	162	22,10	w	61	re	2	d
117	53	166	19,23	w	46	li	4	a
118	82	175	26,78	w	37	re	2	a
119	69	167	24,74	w	39	re		

---

<i>Patient</i>	<b>Gewicht</b>	<b>Größe</b>	<b>BMI</b>	<b>Geschlecht</b>	<b>Alter bei OP</b>	<b>Seite</b>	<b>Operateur (verschlüsselt)</b>	<b>Zugang a = anterolateral d = dorsal</b>
121	79	162	30,10	w	53	re	2	a
122	90	163	33,87	w	40	re	2	a
123	46	153	19,65	w	43	re	2	a
124	46	153	19,65	w	43	li	2	a
125	66	161	25,46	w	48	li	7	d
126				w	27	li		
127	62	158	24,84	w	48	re	4	a
130	57	160	22,27	w	48	li	2	a
132	70	163	26,35	m	44	re	4	a

## **Danksagung**

Ich danke Prof. Dr. Markus Rittmeister für die Überlassung des Dissertationsthemas und für die Betreuung und Unterstützung. Danke an Herrn Stefan Hanusek für die Bereitstellung der präoperativen Daten und an Dr. Klaus Eisenbeis für die Einführung in EBRA-FCA. Vielen Dank an Dr. Öztürk und Nuray Karaca für das Korrekturlesen und die Anregungen.

Bei meiner gesamten Familie bedanke ich mich für die Geduld, die sie mir während meines gesamten Studiums und der Dissertation entgegen gebracht haben. Meinen Eltern kann ich dabei gar nicht genug danken. Ihre Unterstützung und Ermutigungen haben mich immer wieder vorangetrieben. Sizi seviyorum.

Meinem Ehemann Ali Karaca danke ich für den moralischen Beistand und dafür, dass er mir in jeder Lebenssituation den Rücken stärkt.

Ein ganz besonderer Dank geht an meine beiden Töchter, die mir, die ihnen zustehende Zeit geschenkt haben, damit diese Dissertation entstehen konnte.

## Lebenslauf

Persönliche Angaben	Name:	Zekiye Yanik-Karaca, geb. Yanik
	Geburtsdatum:	24.04.1976
	Geburtsort:	Frankfurt am Main
	Familienstand:	verheiratet
	Kinder:	Asena Karaca, 28.06.2000 Asya Karaca, 08.11.2003
	Staatsangehörigkeit:	deutsch
Schulausbildung	Abitur 1995 an der Max-Eyth-Schule, Dreieich (Note: 1,4)	
Studium	Johann-Wolfgang-Goethe Universität Frankfurt am Main	
	Beginn Sommersemester 1996	
	März 1998	Physikum
	März 1999	1.Staatsexamen
	April 2002	2.Staatsexamen
	Juni 2003	3.Staatsexamen ( Note: 2,4)
Famulaturen	09/1998	Chirurgie, Asklepios Klinik, Langen
	03/2000	Orthopädie, Orthopädische Universitätsklinik, Frankfurt am Main
	08-09/2000	Allgemeinmedizin, Praxis Dr. Mehmed , Rödermark
	10/2000	Gynäkologie, St. Marienkrankenhaus, Frankfurt am Main
Praktisches Jahr	1. Tertial: Chirurgie, Uniklinik Frankfurt am Main	
	2. Tertial: Orthopädie, Uniklinik Frankfurt am Main	
	3. Tertial: Innere Medizin, Uniklinik Frankfurt am Main	
Sprachkenntnisse	Englisch, fließend in Wort und Schrift	
	Türkisch, fließend in Wort und Schrift	
	Französisch, Grundkenntnisse	
Doktorarbeit	Erfassung der CTX-Individualschafposition mit EBRA, Abgleich präoperativer Planung mit postoperativem Prothesensitz bei künstlichem Hüftgelenksersatz,	
	Prof. Dr. M. Rittmeister, St. Marien-Krankenhaus, Frankfurt am Main	
Erziehungspause	Juni 2003 bis Februar 2008	
Tätigkeiten	seit März 2008 Assistenzärztin der Anästhesie im Klinikum Offenbach	

## **Schriftliche Erklärung**

Ich erkläre, daß ich die dem Fachbereich Medizin der Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt am Main zur Promotionsprüfung eingereichte Dissertation mit dem Titel

„Erfassung der CTX-Individualschaffposition mit EBRA-FCA  
-Abgleich präoperativer Planung mit postoperativem Prothesensitz bei  
künstlichem Hüftgelenksersatz „

in der Orthopädischen Universitätsklinik Stiftung Friedrichsheim in Frankfurt am Main unter Betreuung und Anleitung von Prof. Dr. med. M. Rittmeister ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Abfassung der Arbeit keine anderen als die in der Dissertation angeführten Hilfsmittel benutzt habe.

Ich habe bisher an keiner in- oder ausländischen Universität ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht.

Die vorliegende Arbeit wurde bisher nicht als Dissertation eingereicht.

Teile der vorliegenden Arbeit wurden in folgendem Publikationsorgan veröffentlicht:

Zeitschrift für Orthopädie 2004; 142: 659 - 665, Georg Thieme Verlag;

M. Rittmeister, K. Eisenbeis, S. Hanusek, Z. Yanik-Karaca, M. Starker, H. Arabmotlagh

„Bewertung der Implantatposition von 107 individuellen CTX-  
Hüftendoprothesenschäften mit EBRA-FCA“